



TUGAS AKHIR - TE 141599

PENGOLAHAN SINYAL EMG SEBAGAI PERINTAH KONTROL UNTUK KURSI RODA ELEKTRIK

Jeffry Glen Sitanaya
NRP 07111440000127

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, MT.
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng

DEPATERMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



TUGAS AKHIR - TE 141599

**PENGOLAHAN SINYAL EMG SEBAGAI PERINTAH
KONTROL UNTUK KURSI RODA ELEKTRIK**

Jeffry Glen Sitanaya
NRP 07111440000127

Dosen Pembimbing
Ir. Tasripan, MT.
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

DEPARTEMEN TEKNIK ELEKTRO
Fakultas Teknologi Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



FINAL PROJECT - TE 141599

***EMG SIGNAL PROCESSING AS COMMAND CONTROL
FOR AN ELECTRIC WHEELCHAIR***

Jeffry Glen Sitanaya
NRP 07111440000127

Supervisor
Ir. Tasripan, MT.
Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

DEPARTEMENT OF ELECTRICAL ENGINEERING
Faculty of Electrical Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018

PERNYATAAN KEASLIAN TUGAS AKHIR

Dengan ini saya menyatakan bahwa isi sebagian maupun keseluruhan Tugas Akhir saya dengan judul “PENGOLAHAN SINYAL EMG SEBAGAI PERINTAH KONTROL UNTUK KURSI RODA ELEKTRIK” adalah benar-benar hasil karya intelektual sendiri, diselesaikan tanpa menggunakan bahan-bahan yang tidak diijinkan dan bukan merupakan karya orang lain yang saya akui sebagai karya sendiri.

Semua referensi yang dikutip maupun dirujuk telah ditulis secara lengkap pada daftar pustaka.

Apabila ternyata pernyataan ini tidak benar, saya bersedia menerima sanksi sesuai dengan peraturan yang berlaku.

Surabaya, Juli 2018



Jeffry Glen Sitanaya
NRP.07111440000127

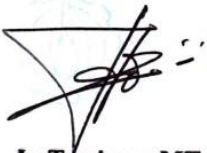
PENGOLAHAN SINYAL EMG SEBAGAI PERINTAH KONTROL UNTUK KURSI RODA ELEKTRIK

TUGAS AKHIR

**Diajukan untuk Memenuhi Sebagian Persyaratan
Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Elektronika
Departemen Teknik Elektro
Institut Teknologi Sepuluh Nopember**

Menyetujui:

Dosen Pembimbing I



Ir. Tasripa, MT.
NIP. 196204181990031004

Dosen Pembimbing II



Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.
NIP. 197103141997021001



.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

Pengolahan Sinyal EMG sebagai Perintah Kontrol untuk Kursi Roda Elektrik

Nama : Jeffry Glen Sitanaya
Pembimbing I : Ir. Tasripan, MT.
Pembimbing II : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRAK

Kelumpuhan merupakan suatu keadaan yang menyebabkan penderita tersebut tidak mampu untuk melakukan pergerakan pada otot kaki ataupun otot tangan. Kelumpuhan disebabkan karena adanya cedera pada bagian sistem saraf pusat atau sistem saraf tepi sehingga proses pengiriman sinyal mengalami gangguan yang menyebabkan mobilitas seseorang terganggu. Untuk menunjang mobilitas penderita tersebut maka dapat digunakan alat bantu seperti kursi roda elektrik. Pada umumnya kursi roda elektrik menggunakan *joystick* sebagai kontrollernya. Tetapi penggunaan *joystick* tersebut sulit digunakan untuk orang sudah lanjut usia dan orang yang menderita kuadriplegia. Oleh sebab itu dilakukan penelitian mengenai pengolahan sinyal EMG sebagai perintah kontrol untuk kursi roda elektrik. Sinyal EMG diakusisi dengan menggunakan rangkaian instrumentasi EMG. Rangkaian instrumentasi EMG terdiri dari rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz, penguat instrumentasi dengan penguatan sebesar 2300 kali, *bandpass* filter dengan rentang 50 Hz – 500 Hz dengan penguatan sebesar 3 kali, *main amplifier*, dan *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz. Hasil sinyal yang didapatkan dari rangkaian instrumentasi lalu diproses oleh mikrokontroller dan dikirim ke laptop untuk memonitor sinyal otot dan memberikan perintah kontrol pada kursi roda elektrik. Pengujian dilakukan pada tiga subjek dan diperoleh nilai rata-rata persentase keberhasilan untuk perintah kontrol maju sebesar 89.33 %, perintah kontrol belok kiri 97.33 %, belok kanan 97.33 %, dan berhenti 100 %. Untuk penelitian selanjutnya dapat didesain filter yang mampu meredam gerakan kabel, meningkatkan sensitifitas dari EMG, dan menguji pada pasien.

Kata kunci: Elektromiografi (EMG), kelumpuhan, kursi roda elektrik, mikrokontroller, perintah kontrol

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

EMG Signal Processing as Command Control for an Electric Wheelchair

Name : Jeffry Glen Sitanaya
1st Advisor : Ir. Tasripan, MT.
2nd Advisor : Dr. Achmad Arifin, ST., M.Eng.

ABSTRACT

Paralysis is a condition that make patients can not move their muscle on upper limb or lower limb. Paralysis is caused by injury on central nervous system or peripheral nervous system so the transferred signal becomes distrurbed and it affects the mobilitiy of the patients so their mobility become difficult. To provide their mobility, they can use aids such as electric wheelchair. Right now, they can find electric wheelchair using joystick as its controller. But for the older person or patients that suffers quadriplegia, it will be difficult for them to use it. Therefore, on this research is designed EMG signal processing as command control for electric wheelchair. EMG signals are acquired with EMG instrumentation circuit. EMG instrumentation circuit consist of high pass filter with cutoff frequency 1 Hz, instrumentation amplifier with gain 2300 times, bandpass filter from 50 Hz – 500 Hz with gain 3 times, main amplifier and low pass filter with cutoff frequency 1 Hz. Then those signals are processed by microcontroller to monitor muscle signal and give command control to the electric wheelchair. The test was performed on three subject and the average success rate for “forward” command is 89.33 %, for “turn left” command is 97.33 %, for “turn right” command is 97.33 %, and for “stop” command is 100 %. For further research can be designed filters that can reduce cable movement, increase the sensitivity of EMG, and test this research on patients.

Keywords: command control, electric wheelchair, Electromiography (EMG), microcontroller, paralysis

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas berkat dan karunia yang diberikan sehingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini dengan lancar dan penulis dapat menyelesaikannya tepat waktu.

Dalam pengerjaan tugas akhir ini, peneliti mendapat bantuan dan dukungan dari berbagai pihak dan tidak lupa penulis mengucapkan terima kasih atas bantuan dan dukungannya. Penulis juga mengucapkan terima kasih sebesar-besarnya kepada berbagai pihak yang telah memberikan bantuan dan dukungan dalam pengerjaan tugas akhir ini, diantaranya:

1. Kedua orang tua dan saudara yang selalu mendoakan akan kelancaran dan kesuksesan penulis dalam pengerjaan tugas akhir ini sehingga tugas akhir ini dapat terselesaikan tepat waktu.
2. Bapak Ir. Tasripan, MT. selaku dosen pembimbing pertama yang telah membantu dengan bimbingan, inspirasi, dan motivasi yang diberikan sehingga dapat terselesaikannya tugas akhir ini.
3. Bapak Dr. Achmad Arifin, S.T., M.Eng selaku dosen pembimbing kedua yang telah membantu dengan bimbingan, inspirasi, dan motivasi yang diberikan sehingga dapat terselesaikannya tugas akhir ini.
4. Seluruh dosen dari Departemen Teknik Biomedik, terutama Pak Muhammad Hilman Fatoni, S.T., M.T dan Pak Fauzan Arrofiqi, S.T., M.T. yang membantu dalam penelitian ini.
5. Rekan-rekan dari Laboratorium B202 dan juga B205 yang membantu dalam pengerjaan penelitian ini.
6. Dan pihak-pihak lain yang tidak dapat penulis sebutkan satu per satu.

Penulis menyadari bahwa dalam pengerjaan tugas akhir ini masih terdapat banyak hal yang perlu diperbaiki lagi. Oleh sebab itu, penulis sangat mengharapkan kritik dan saran sehingga penelitian ini dapat dikembangkan lebih lanjut.

Surabaya, Juli 2018

Jeffry Glen Sitanaya

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

DAFTAR ISI

TUGAS AKHIR.....	i
ABSTRAK.....	iii
<i>ABSTRACT</i>	v
KATA PENGANTAR.....	vii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xvii
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Perumusan Masalah.....	2
1.3. Tujuan Penelitian	2
1.4. Batasan Masalah	2
1.5. Metodologi Penelitian.....	3
1.6. Sistematika Penulisan	3
1.7. Relevansi	4
BAB II DASAR TEORI.....	5
2.1. Musculoskeletal System	5
2.2. Otot Lengan Bawah	5
2.3. Elektromiografi.....	7
2.4. Elektroda EMG.....	8
2.5. Rangkaian Instrumentasi EMG.....	9
2.5.1. Rangkaian Instrumentasi Amplifier.....	10
2.5.2. Rangkaian <i>Low Pass Filter</i>	15
2.5.3. Rangkaian <i>High Pass Filter</i>	17
2.5.4. Rangkaian <i>Main Amplifier</i>	19
2.6. Filter Digital	19
2.6.1. <i>High Pass Filter</i>	21
2.6.2. <i>Low Pass Filter</i>	22
2.7. STM32F4 Discovery	23
2.7.1 <i>Timer</i>	23
2.7.2 <i>Analog to Digital Converter (ADC)</i>	25
2.7.3 <i>Pulse Width Modulation (PWM)</i>	27
2.7.4 <i>Direct Memory Access (DMA)</i>	27
2.8. FTDI BreakOut 232	29
2.9. Kursi Roda Elektrik	29
BAB III PERANCANGAN SISTEM	33
3.1. Diagram Blok Sistem.....	33

3.2. Perancangan Perangkat Keras	35
3.2.1. Perancangan Rangkaian Penguat Instrumentasi	35
3.2.2. Perancangan High Pass Filter 50 Hz	35
3.2.3. Perancangan Low Pass Filter 500 Hz	37
3.2.4. Perancangan <i>Main Amplifier</i>	37
3.2.5. Perancangan Low Pass Filter 1 Hz	38
3.3. Perancangan Perangkat Lunak	38
3.3.1. Perancangan Perangkat Lunak pada STM32F4 Discovery	39
3.3.2. Perancangan Perangkat Lunak pada Delphi	40
3.4. Subjek dan Prosedur Pengujian Sistem	41
3.4.1. Subjek	41
3.4.2. Posisi Peletakan Elektroda	42
BAB IV PENGUJIAN DAN PEMBAHASAN SISTEM	43
4.1. Pengujian Perangkat Keras	43
4.1.1. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi	43
4.1.2. Pengujian Rangkaian <i>High Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 1 Hz	44
4.1.3. Pengujian Rangkaian <i>High Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 50 Hz	47
4.1.4. Pengujian rangkaian <i>Low Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 500 Hz	49
4.1.5. Pengujian rangkaian <i>Low Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 1 Hz	51
4.1.6. Pengujian <i>Main Amplifier</i>	53
4.1.7. Pengujian Rangkaian EMG Secara Keseluruhan	55
4.2. Pengujian Perangkat Lunak	56
4.2.1. Pengujian Hasil Keluaran PWM STM32F4 Discovery	56
4.2.2. Pengujian Filter Digital <i>High Pass Filter</i>	57
4.2.3. Pengujian Filter Digital <i>Low Pass Filter</i>	58
4.3. Pengujian Penggabungan Perangkat Lunak dan Perangkat Keras	59
4.4. Perbandingan Alat dan Hasil dengan Penelitian Sebelumnya	63
BAB V PENUTUP	65
5.1. Kesimpulan	65
5.2. Saran	65
DAFTAR PUSTAKA	67
LAMPIRAN A	69
LAMPIRAN B	71
LAMPIRAN C	73
LAMPIRAN D	75

BIODATA PENULIS	77
-----------------------	----

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Mekanisme Kontraksi Otot	6
Gambar 2.2. Hubungan Anatomi Otot Lengan Bawah dengan Posisi Peletakan Elektroda EMG	7
Gambar 2.3. Mekanisme Penangkapan Sinyal Otot dengan Menggunakan EMG	9
Gambar 2.4. Surface Electrode	10
Gambar 2.5. Skematik Instrumentasi Amplifier dengan Tiga Operational Amplifier	12
Gambar 2.6. Masukan Non-Inverting Diberikan Tegangan V_3 dan Masukan Inverting Diberikan Ground	13
Gambar 2.7. Masukan Inverting Diberikan Tegangan V_4 dan Masukan Non-Inverting Diberikan Ground	13
Gambar 2.8. Skematik INA128P	16
Gambar 2.9. Desain Rangkaian Low Pass Filter	17
Gambar 2.10. Desain Rangkaian High Pass Filter Pasif	18
Gambar 2.11. Desain Rangkaian High Pass Filter Aktif	18
Gambar 2.12. Desain Rangkaian Main Amplifier	20
Gambar 2.13. Desain Infinite Impulse Response (IIR)	21
Gambar 2.14. Respon Frekuensi High Pass Filter	24
Gambar 2.15. Respon Frekuensi Low Pass Filter	24
Gambar 2.16. STM32F4 Discovery	24
Gambar 2.17. Diagram Blok Timer STM32F4 Discovery	25
Gambar 2.18. Diagram Blok ADC STM32F4 Discovery	26
Gambar 2.19. Keluaran PWM	28
Gambar 2.20. Pemetaan DMA1 STM32F4 Discovery	28
Gambar 2.21. Pemetaan DMA2 STM32F4 Discovery	28
Gambar 2.22. Diagram Blok DMA STM32F4 Discovery	29
Gambar 2.23. FTDI BreakOut 232	30
Gambar 2.24. Spesifikasi Kursi Roda Jet 3 Ultra	30
Gambar 2.25. Konfigurasi Pin Kursi Roda Elektrik	31
Gambar 3.1. Diagram Blok Sistem	33
Gambar 3.2. Instrumentasi Amplifier dan High Pass Filter	36
Gambar 3.3. High Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 50 Hz	36
Gambar 3.4. Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 500 Hz	37
Gambar 3.5. Rangkaian main amplifier	38
Gambar 3.6. Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 1 Hz	39

Gambar 3.7. Diagram Alir Penentuan Perintah Kontrol Kursi Roda Elektrik	41
Gambar 3.8. Desain Interface pada Delphi	41
Gambar 3.9. Posisi Otot Fleksor Carpi Radialis	43
Gambar 4.1. Sistem Secara Keseluruhan	44
Gambar 4.2. Hasil Plot High Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 1 Hz EMG Pertama	46
Gambar 4.3. Hasil Plot High Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 1 Hz EMG Kedua	47
Gambar 4.4. Hasil Plot High Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 50 Hz EMG Pertama	49
Gambar 4.5. Hasil Plot High Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 50 Hz EMG Kedua	49
Gambar 4.6. Hasil Plot Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 500 Hz EMG Pertama	51
Gambar 4.7. Hasil Plot Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 500 Hz EMG Kedua	51
Gambar 4.8. Hasil Plot Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 1 Hz EMG Pertama	53
Gambar 4.9. Hasil Plot Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 1 Hz EMG Kedua	53
Gambar 4.10. Sinyal EMG saat Tangan Kiri Kontraksi dan Relaksasi ..	55
Gambar 4.11. Sinyal EMG saat Tangan Kanan Kontraksi dan Relaksasi	56
Gambar 4.12. Hasil Keluaran PWM dengan Duty Cycle sebesar 37 %	56
Gambar 4.13. Hasil Keluaran PWM dengan Duty Cycle sebesar 84 %	57
Gambar 4.14. Hasil Keluaran PWM dengan Duty Cycle sebesar 90 %	57
Gambar 4.15. Hasil Plot Filter Digital High Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 50 Hz	58
Gambar 4.16. Hasil Plot Filter Digital Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 500 Hz	59
Gambar 4.17. Metode Pengambilan Data Pada Subjek	60
Gambar 4.18. (a) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Belok Kanan dan (b) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Belok Kiri	61
Gambar 4.19. (a) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Diam dan (b) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Maju	61
Gambar 4.20. Hasil <i>Moving Average</i> Sinyal Untuk Perintah Kontrol Belok Kanan	62

Gambar 4.21. Hasil <i>Moving Average</i> Sinyal Untuk Perintah Kontrol Belok Kiri	62
--	----

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Tipe <i>Timer</i> pada STM32F4 Discovery	25
Tabel 2.2. Pin ADC pada STM32F4 Discovery	27
Tabel 2.3. Penjelasan Pin pada Kursi Roda Elektrik	31
Tabel 2.4. Tegangan pada Pin Kontrol Kursi Roda Elektrik	31
Tabel 4.1. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi pada EMG Pertama	44
Tabel 4.2. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi pada EMG Kedua	45
Tabel 4.3. Pengujian <i>high pass filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 1 Hz pada EMG Pertama.....	46
Tabel 4.4. Pengujian <i>High Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 1 Hz pada EMG Kedua.....	47
Tabel 4.5. Pengujian <i>High Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 50 Hz pada EMG Pertama	48
Tabel 4.6. Pengujian <i>High Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 50 Hz pada EMG Kedua.....	49
Tabel 4.7. Pengujian <i>Low Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 500 Hz pada EMG Pertama	50
Tabel 4.8. Pengujian <i>Low Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 500 Hz pada EMG Kedua.....	51
Tabel 4.9. Pengujian <i>Low Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 1 Hz pada EMG Pertama	52
Tabel 4.10. Pengujian <i>Low Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 1 Hz pada EMG Kedua	53
Tabel 4.11. Pengujian <i>Main Amplifier</i> pada EMG Pertama	54
Tabel 4.12. Pengujian <i>Main Amplifier</i> pada EMG Kedua.....	54
Tabel 4.13. Pengujian Filter Digital <i>High Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 50 Hz	58
Tabel 4.14. Pengujian Filter Digital <i>High Pass Filter</i> dengan Frekuensi <i>Cutoff</i> 500 Hz	59
Tabel 4.15. Hasil Pembacaan Sinyal Otot Pada Delphi.....	62
Tabel 4.16. Persentase Keberhasilan Tiap Perintah Kontrol pada Ketiga Subjek.....	62
Tabel 4.17. Rata-rata Keberhasilan Tiap Perintah Kontrol.....	63
Tabel 4.18. Hasil Spesifikasi Alat pada Penelitian	63

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Kelumpuhan atau *paralysis* merupakan keadaan yang menyebabkan penderita tersebut tidak mampu untuk melakukan pergerakan pada otot kaki ataupun otot tangan. Kelumpuhan disebabkan adanya cedera pada bagian sistem saraf pusat atau sistem saraf tepi [1], [2]. Selain cedera, kelumpuhan juga disebabkan oleh penyakit tertentu seperti stroke, cedera spinalis, multiple sclerosis, cerebral palsy, sindrom pasca-polio dan lain-lain. Tetapi dari beberapa penyakit tersebut, stroke merupakan penyakit paling umum yang menyebabkan kelumpuhan dikarenakan penyakit tersebut menghalangi hubungan dari otak dan sumsum tulang belakang [1].

Kelumpuhan sendiri dibagi menjadi empat yaitu monoplegia, hemiplegia, paraplegia, dan kuadriplegia. Monoplegia merupakan kelumpuhan pada satu anggota tubuh tertentu. Biasanya tipe kelumpuhan ini terjadi pada bagian lengan dan berlangsung sementara. Penyebab utama monoplegia adalah serebral palsy. Hemiplegia merupakan kelumpuhan total pada separuh tubuh. Salah satu penyebab terjadinya hemiplegia adalah stroke dan cedera pada sumsum tulang belakang. Paraplegia merupakan kelumpuhan yang terjadi dari pinggang ke bawah dan biasanya menyebabkan kelumpuhan pada kaki. Penyebab utama dari paraplegia biasanya adalah cedera pada tulang belakang atau adanya kecacatan sejak lahir yang mempengaruhi saraf pada sumsum tulang belakang. Kuadriplegia atau tetraplegia merupakan kelumpuhan yang terjadi pada keempat anggota tubuh. Kuadriplegia ini mempunyai kemiripan dengan paraplegia tetapi perbedaannya pada paraplegia tidak mempengaruhi fungsi motoris pada bagian lengan. Penyebab dari kuadriplegia adalah adanya infeksi pada bagian serviks sumsum tulang belakang [3].

Seseorang yang mengalami kelumpuhan pada bagian kaki dapat menggunakan kursi roda untuk menunjang mobilitas dalam melakukan aktivitas sehari-harinya. Hingga saat ini sudah didesain suatu kursi roda elektrik dengan menggunakan *joystick* sebagai pengendalinya. Tetapi penggunaan *joystick* tersebut akan susah digunakan untuk orang yang sudah lanjut usia dan orang yang menderita kuadriplegia [4], [5]. Oleh sebab itu dilakukan penelitian-penelitian dengan mengimplementasikan

biosignal dengan menggunakan otot untuk perintah kontrol kursi roda elektrik. Sebelumnya telah dilakukan penelitian yang serupa dengan menggunakan *biosignal* contohnya seperti menggunakan gerakan otot untuk mengontrol gerakan prototipe kursi roda [4] dan menggunakan kombinasi dari EMG dan EEG untuk menggerakkan kursi roda [5].

Lalu pada penelitian ini diimplementasikan penggunaan *biosignal* pada otot lengan bawah sebagai perintah kontrol pada kursi roda elektrik. Informasi dari *biosignal* tersebut digunakan untuk memberikan perintah kontrol berupa perintah maju, berhenti, belok kiri dan belok kanan pada kursi roda elektrik. Dengan pengimplementasian *biosignal* pada kursi roda elektrik ini, diharapkan mobilitas individu tersebut menjadi lebih mudah.

1.2. Perumusan Masalah

Masalah yang akan dibahas dalam tugas akhir ini adalah:

1. Bagaimana desain rangkaian instrumentasi dan filter yang sesuai sehingga diperoleh sinyal EMG dengan jelas
2. Bagaimana posisi peletakan elektroda pada bagian lengan sehingga bisa diperoleh sinyal otot dengan jelas pada saat kontraksi maupun pada saat relaksasi
3. Bagaimana cara menentukan pergerakan kursi roda elektrik dengan menggunakan sinyal EMG

1.3. Tujuan Penelitian

Penelitian pada tugas akhir ini bertujuan untuk:

1. Menghasilkan rangkaian instrumentasi dan filter yang mampu menangkap sinyal otot
2. Menentukan posisi peletakan elektroda yang tepat sehingga bisa diperoleh sinyal otot pada saat berkontraksi dan relaksasi dengan jelas
3. Menentukan metode untuk memberikan perintah kontrol ke kursi roda elektrik dengan menggunakan sinyal EMG

1.4. Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Peletakan elektroda pada bagian lengan bawah
2. Proses pengambilan data secara keseluruhan dilakukan dengan cara subjek duduk di kursi roda elektrik dan melakukan kontraksi sesuai arahan dari peneliti

1.5. Metodologi Penelitian

Metodologi pada penelitian ini adalah:

1. Studi literatur

Pada bagian studi literatur, peneliti mencari referensi melalui buku dan *paper* yang sesuai dengan topik penelitian yang dilakukan. Pada tahap ini, peneliti mempelajari mengenai bentuk sinyal dari EMG, rangkaian instrumentasi EMG, pengolahan sinyal EMG, sistem kursi roda elektrik dan studi tentang pengiriman serial dari STM32F4 ke laptop.

2. Perancangan Sistem EMG

Pada bagian ini peneliti melakukan pembuatan rangkaian instrumentasi EMG untuk menangkap sinyal otot. Perancangan alat ini disesuaikan dengan studi literatur yang telah dilakukan sebelumnya. Selain perancangan rangkaian EMG, peneliti juga melakukan perancangan *software* yang digunakan untuk memonitor sinyal EMG.

3. Pengumpulan Data

Dengan menggunakan rangkaian instrumentasi EMG yang telah dibuat sebelumnya maka dilakukan pengambilan data dari sinyal otot tersebut.

4. Penggabungan Sistem Kursi Roda Elektrik dan Rangkaian EMG

Pada bagian ini peneliti mengintegrasikan rangkaian instrumentasi EMG, mikrokontroller, dan sistem kursi roda elektrik. Untuk menggerakkan kursi roda tersebut digunakan sinyal PWM dari mikrokontroller tersebut.

5. Pengujian Kerja Sistem

Bagian ini dilakukan dengan cara menempelkan elektroda pada bagian lengan subjek untuk menangkap sinyal otot yang digunakan sebagai perintah kontrol untuk kursi roda elektrik

6. Penulisan Laporan Tugas Akhir

Pada bagian ini semua hasil yang didapat oleh peneliti akan dianalisa dan disusun menjadi laporan tugas akhir

1.6. Sistematika Penulisan

Penulisan tugas akhir ini disusun dengan urutan sebagai berikut:

- Bab 1: Pendahuluan

Bab ini meliputi latar belakang, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, metodologi, sistematika penulisan, dan relevansi.

- Bab 2: Dasar Teori
Bab ini menjelaskan tentang teori penunjang dan literatur yang digunakan pada penelitian ini
- Bab 3: Perancangan Alat
Bab ini menjelaskan tentang perancangan *hardware* rangkaian EMG yang terdiri dari instrumentasi amplifier dan beberapa filter yang digunakan dan *software* yang digunakan untuk memonitor sinyal otot.
- Bab 4: Pengujian Alat
Bab ini menjelaskan tentang hasil yang didapat dari tiap-tiap bagian rangkaian dan hasil dari rangkaian secara keseluruhan.
- Bab 5: Penutup
Bab ini menjelaskan tentang kesimpulan yang diperoleh dari penelitian yang telah dilakukan dan juga saran yang sehingga penelitian ini dapat dikembangkan lebih lanjut.

1.7. Relevansi

Hasil dari penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat untuk orang yang sudah lanjut usia dan orang yang menderita kuadriplegia sehingga mobilitas orang tersebut menjadi lebih mudah dalam menggunakan kursi roda elektrik.

BAB II

DASAR TEORI

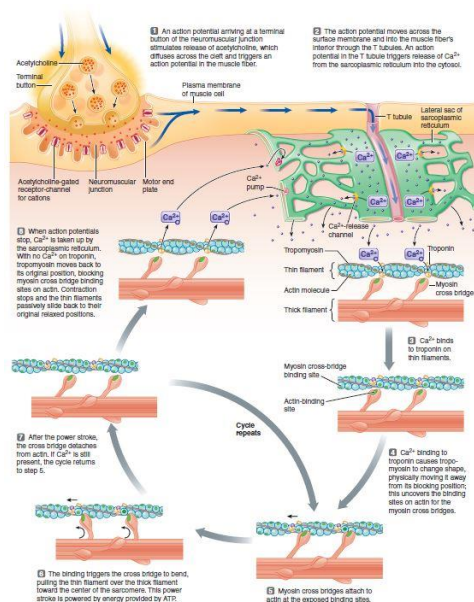
2.1. *Musculoskeletal System*

Musculoskeletal system merupakan suatu sistem organ yang meliputi dari otot dan tulang. *Muskuloskeletal system* tersusun dari beberapa jaringan keras dan jaringan lunak. Jaringan keras terdiri dari tulang dan kartilago, sedangkan jaringan lunak terdiri dari otot, tendon, membrane sinovial, dan ligament. Fungsi dari *musculoskeletal system* yaitu untuk penunjang bentuk tubuh dan juga bertanggung jawab dalam melakukan pergerakan [1].

Proses terjadinya kontraksi otot yaitu adanya peristiwa depolarisasi dan pelepasan ion kalsium. Potensial aksi menyebabkan pelepasan asetikolin pada bagian motor unit. Asetikolin memulai proses depolarisasi pada sarkolema yang akan menyebar dari Tubulus T. Proses depolarisasi menyebabkan retikulum sarkoplasmik melepas ion kalsium. Pada kondisi tidak ada ion kalsium maka bagian *binding sites* tertutup oleh troponin dan tropomyosin. Setelah terjadi pelepasan ion kalsium maka Ion kalsium akan melekat pada troponin dan tropomyosin yang menyebabkan bagian *binding sites* terbuka sehingga myosin bisa melekat pada bagian *binding sites*. Setelah miosin melekat pada aktin maka terjadi suatu proses yang disebut dengan *crossbridge mechanism*. Pada tahap ini miosin memerlukan Adenosin Tripospat (ATP) sebagai sumber energi untuk menggerakkan aktin dan akan terjadi kontraksi otot. Pada saat terjadi kontraksi maka jarak antar filamen tipis menjadi semakin dekat. Gambar 2.1 merupakan mekanisme terjadinya kontraksi otot [1].

2.2. Otot Lengan Bawah

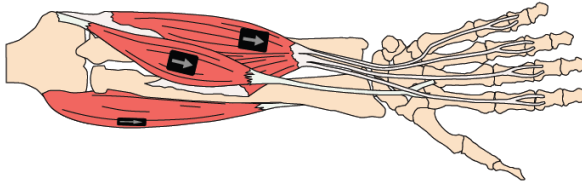
Secara umum otot merupakan suatu jaringan konektif untuk melakukan proses kontraksi sehingga dapat menghasilkan gerakan pada bagian tubuh tertentu. Otot sendiri ada yang berkontraksi secara sadar maupun tidak sadar. Otot memiliki sel-sel tipis dan panjang yang bekerja dengan cara mengubah lemak dan glukosa menjadi gerakan. Elektroda EMG diletakkan pada bagian otot Fleksor Digitorium Superficialis, Fleksor Carpi Radialis, dan Ekstensor Carpa Radialis Longus [6], [7].



Gambar 2.1. Mekanisme Kontraksi Otot [1]

Fleksor Digitorum Superficialis berasal dari radius, ulna, dan humerus distal. Tendonnya masuk pada aspek proksimal setiap falang jari pada bagian tengah. Fleksor Carpi Radialis berasal dari epikondilus medial humerus dan memasukkan pada aspek proksimal kedua dan ketiga metakarpal. Ekstensor Carpi Radialis Longus berasal dari epikondilus lateral humerus dan menyisipkan pada aspek proksimal kedua metakarpal bagian dorsal. Otot bagian ini terletak terutama pada aspek lateral dan dorsal lengan bawah daripada aspek ventral seperti kedua otot sebelumnya [8]. Gambar 2.2 dibawah ini merupakan hubungan peletakan elektroda EMG dengan anatomi otot lengan bawah.

Sebagain besar Fleksor Digitorum Superficialis terletak jauh dari Fleksor Carpi Radialis. Setiap elektroda EMG diusahakan peletakannya mendekati garis tengah longitudinal otot dan dibagian perut otot dengan massa yang paling maksimal. Pada kasus Fleksor Digitorum Superficialis, elektroda EMG harus berada pada posisi sedikit lebih lateral dan inferior untuk menghindari Fleksor Carpi Radialis dan otot yang lain.



Gambar 2.2. Hubungan Anatomi Otot Lengan Bawah dengan Posisi Peletakan Elektroda EMG [8]

Pada kasus Ekstensor Carpi Radialis Longus, elektroda EMG diletakkan pada bagian aspek lateral atau dorsal lengan bawah

Berikut merupakan prosedur dalam pemasangan elektroda pada otot:

1. Letakkan elektroda pada bagian garis tengah longitudinal pada otot yang diinginkan dengan posisi sejajar dengan serat otot
2. Jangan letakkan sensor diluar tepi otot karena dapat meningkatkan potensi terjadinya *crosstalk*
3. Letakkan sensor diantara dua titik motoric
4. Jangan letakkan sensor diatas maupun didekat titik motoric dikarenakan pada titik tersebut aktivitas kelistrikan berpropoagasi ke banyak arah sehingga bersifat saling menghilangkan pada saat dikuatkan dengan menggunakan *differential amplifier*
5. Jangan letakkan sensor diatas maupun didekat tendon otot dikarenakan serat otot menjadi sangat tipis dan jumlahnya semakin sedikit sehingga sinyal yang ditangkap EMG menjadi semakin kecil.
6. Setelah posisi dari sensor sudah ditentukan, maka perlu dilakukan kontraksi otot untuk memastikan bahwa sinyal telah terdeteksi.

2.3. Elektromiografi

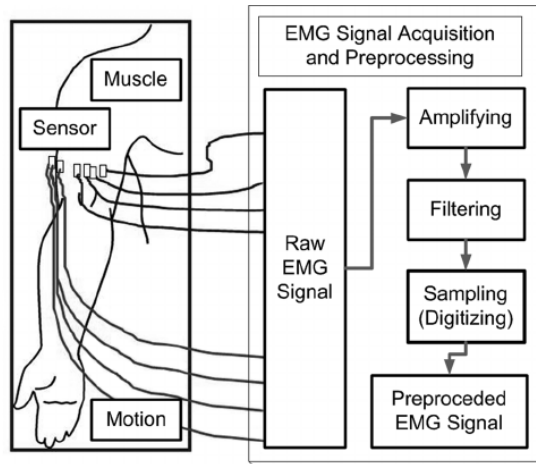
Elektromiografi merupakan suatu teknik yang digunakan untuk memeriksa dan merekam sinyal-sinyal pada otot. Elektromiografi dilakukan dengan menggunakan suatu instrumen yang disebut dengan elektromiograf. Terdapat dua tipe EMG, yang pertama adalah klinikal EMG dna kinesiologikal EMG. Klinikal EMG atau biasa disebut juga dengan diagnostik EMG merupakan studi tentang karakteristik potensial aksi unit motor berdasarkan domain waktu dan amplitudo. Penggunaan klinikal EMG bertujuan untuk melakukan diagnostik terhadap patologi

neuromuskular. Selain itu, klinikal EMG juga mampu mengisolasi aktivitas unit motor tunggal. Sedangkan kinesiological merupakan tipe yang sering ditemui pada literatur dalam membahas mengenai Analisa gerakan. Tipe kinesiological EMG membahas mengenai hubungan fungsi muskular terhadap pergerakan segmen tubuh dan mengevaluasi waktu pergerakan otot dengan gerakan tubuh tersebut [9], [10].

Cara kerja elektromiografi adalah dengan mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh sel otot ketika otot berkontraksi dan ketika otot berelaksasi. Neuron motor akan mentransmisikan impuls listrik ke otot yang akan menginstruksikannya untuk berkontraksi atau berelaksasi. Otot yang aktif akan menghasilkan arus listrik yang proporsional dengan tingkat aktifitas otot. EMG akan menerjemahkan sinyal-sinyal ini ke dalam bentuk grafik, suara, atau nilai-nilai numerik yang dapat diinterpretasikan untuk memahami kesehatan otot. EMG mendeteksi kontraksi pada otot dengan tegangan yang dihasilkan berkisar 50 μ V sampai 5 mV [11]. Amplitudo yang dihasilkan oleh EMG bergantung kepada faktor-faktor seperti penempatan elektroda dan jenis elektroda yang digunakan [12]. Gambar 2.3 merupakan mekanisme penangkapan sinyal otot dengan menggunakan elektromiografi [9].

2.4. Elektroda EMG

Elektroda merupakan suatu alat yang digunakan dengan cara ditempelkan pada bagian tubuh untuk menangkap sinyal pada otot. Pada pemasangan elektroda EMG terdapat dua metode, metode pertama yaitu metode *invasive* dan metode kedua adalah metode *non-invasive*. Metode *invasive* adalah metode pemasangan elektroda dimana elektroda dimasukkan ke dalam tubuh. Untuk pemasangan dengan metode ini hanya boleh dilakukan oleh orang-orang tertentu seperti dokter. Bentuk elektroda dengan metode *invasive* biasanya berbentuk jarum. Elektroda dengan bentuk jarum mempunyai range *bandwidth* dari 2-1000 Hz. Sedangkan metode yang kedua adalah metode *non-invasive*. Metode *non-invasive* adalah metode pemasangan elektroda dengan menempelkan elektroda pada permukaan kulit. Elektroda yang biasanya digunakan adalah *surface electrode*. *Surface electrode* mempunyai range *bandwidth* dari 10 – 600 Hz [9]. Elektroda dengan bentuk jarum yang berhubungan langsung dengan serabut otot akan mengambil denyutan tegangan sedangkan *surface electrode* mengambil banyak tegangan yang *overlap* sehingga menghasilkan suatu efek tegangan rata-rata. Gambar 2.4 merupakan contoh dari bentuk *surface electrode*.



Gambar 2.3. Mekanisme Penangkapan Sinyal Otot dengan Menggunakan EMG [9]

sEMG sendiri dibagi menjadi dua bagian yaitu elektroda aktif dan elektroda pasif. Elektroda aktif sudah dilengkapi dengan adanya amplifier pada sisi elektroda untuk memperbaiki impedansi sehingga tidak diperlukan penggunaan gel pada permukaan elektroda. Selain itu penggunaan elektroda aktif juga mengurangi dihasilkan sinyal artifak dan meningkatkan *signal to noise ratio*. Elektroda pasif tidak meliputi amplifier sehingga penting untuk mengurangi segala kemungkinan adanya resistansi pada kulit. Oleh sebab itu jika menggunakan elektroda pasif maka diperlukan penggunaan gel. Gel yang biasanya digunakan adalah gel AgCl. Dengan menggunakan elektroda pasif, maka *signal to noise ratio* menjadi semakin semakin kecil dan sinyal artifak yang dihasilkan ikut dikuatkan pada saat mengalami penguatan. Keuntungan penggunaan sEMG adalah mudah digunakan, mudah diproduksi, dan tidak menimbulkan rasa sakit ketika digunakan. Tetapi kerugiannya adalah karena ukuran yang terlalu besar maka kemungkinan terjadinya *crosstalk* antar otot juga semakin besar [9], [13].

2.5. Rangkaian Instrumentasi EMG

Rangkaian instrumentasi ini digunakan sebagai pemroses sinyal bioelektrik untuk mengetahui aktifitas sinyal yang disebabkan oleh aktifitas otot [14]. Pada rangkaian instrumentasi ini terdiri dari beberapa



Gambar 2.4. *Surface Electrode*

bagian. Bagian pertama adalah rangkaian instrumentasi lalu bagian selanjutnya terdiri dari beberapa filter seperti *low pass filter*, *high pass filter* dan *main amplifier*. Filter digunakan untuk menghilangkan *noise* dan rangkaian *main amplifier* yang digunakan untuk menguatkan sinyal EMG yang sudah difilter dengan rangkaian sebelumnya [7], [10], [11].

2.5.1. Rangkaian Instrumentasi Amplifier

Rangkaian instrumentasi amplifier merupakan suatu penguat differensial yang mempunyai impedansi yang tinggi dengan mempunyai satu output tunggal. Pada instrumentasi amplifier ini dilengkapi dengan *buffer amplifier* yang mampu mengeliminasi *impedance matching* dan membuat instrumentasi amplifier ini sesuai untuk pengukuran dan alat uji. Selain itu, juga terdapat beberapa karakteristik dari instrumentasi amplifier seperti mempunyai level DC offset yang rendah, noise yang rendah, dan mempunyai nilai *Common Mode Rejection Ratio* (CMRR) yang tinggi [15].

CMRR merupakan tingkat reduksi sinyal pada kedua bagian input dari instrumentasi amplifier. Secara teori, CMRR merupakan perbandingan antara penguat differensial dengan penguat *common*. Pada kondisi ideal, instrumentasi amplifier ini menggunakan op-amp dengan CMRR tak berhingga. Tetapi pada kenyatannya, CMRR pada op amp

antara 40 – 200 dB. Sinyal noise yang masuk pada dua sisi CMRR yang tinggi maka sinyal noise akan semakin kecil. Oleh sebab itu, penguat instrumentasi mempunyai tingkat keakuratan dan stabilitas yang tinggi.

Instrumentasi amplifier ini berbeda dengan rangkaian differensial standar. Pada rangkaian differensial standar, *gain* atau penguatan ditentukan oleh resistor eksternal yang terhubung antara bagian output dengan bagian input negatif. Sedangkan pada instrumentasi amplifier, resistor *feedback* internal digunakan sebagai *gain* atau penguatan [15]. Selain itu resistor *feedback* tersebut juga terisolasi dari bagian input. Rangkaian instrumentasi amplifier terdiri dari rangkaian *double ended amplifier* dan rangkaian penguat differensial. Gambar 2.5 merupakan skematik dari rangkaian instrumentasi amplifier dengan tiga operational amplifier:

Dari skematik tersebut, dengan asumsi tegangan V_1 lebih besar dari V_2 , maka dapat diperoleh Persamaan (2.1).

$$V_1' = V_1 \quad V_2' = V_2 \quad (2.1)$$

Dikarenakan adanya perbedaan tegangan antara V_1 dan V_2 maka arus mengalir dari V_3 menuju ke V_4 . Sehingga diperoleh Persamaan (2.4).

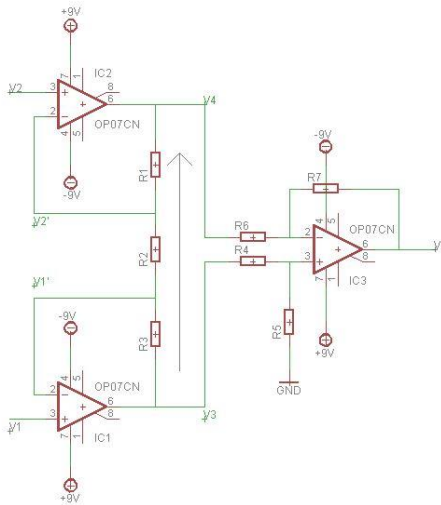
$$I_1 = \frac{V_1 - V_2}{R_G} \quad (2.2)$$

$$V_3 - V_4 = I_1 * (R_1 + R_2 + R_G) \quad (2.3)$$

$$I_1 = \frac{V_3 - V_4}{R_1 + R_2 + R_G} \quad (2.4)$$

Dengan disubstitusikan persamaan (2.3) ke dalam Persamaan (2.1) maka diperoleh Persamaan (2.5).

$$\frac{V_3 - V_4}{R_1 + R_2 + R_G} = \frac{V_1 - V_2}{R_G} \quad (2.5)$$



Gambar 2.5. Skematik Instrumentasi Amplifier dengan Tiga Operational Amplifier

Jika nilai $R_1=R_2=R$, maka Persamaan (2.5) dapat diubah menjadi Persamaan (2.6).

$$\frac{V_3-V_4}{V_1-V_2} = \frac{2R+R_G}{R_G} \quad (2.6)$$

Persamaan (2.6) merupakan hasil akhir dari rangkaian *double ended amplifier*. Setelah itu dilakukan analisa untuk rangkaian *differential amplifier* dan dapat diperoleh Persamaan (2.7).

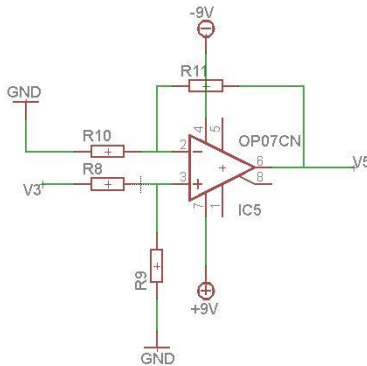
$$V_5 = V_5|_{V_4=0} + V_5|_{V_3=0} \quad (2.7)$$

Pertama dimisalkan V_3 diberikan tegangan sebesar V_3 sedangkan pada bagian V_4 diberikan masukan *ground* (0 Volt). Sehingga bentuk rangkaianannya seperti pada Gambar 2.6.

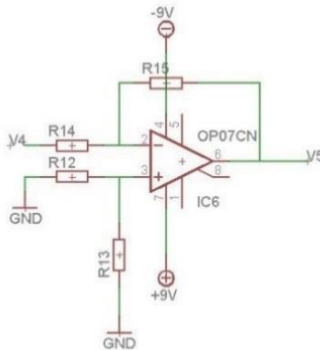
Dari rangkaian Gambar 2.6 maka dapat dianalisa dan diperoleh Persamaan (2.8).

$$V_5/V_3 = \left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) * \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} * V_3\right) \quad (2.8)$$

Setelah itu dimisalkan lagi bahwa V_4 memperoleh tegangan sebesar V_4 sedangkan pada V_3 disambungkan dengan *ground* (0 Volt). Sehingga bentuk dari rangkaiannya terlihat seperti Gambar 2.7.



Gambar 2.6. Masukan *Non-Inverting* Diberikan Tegangan V_3 dan Masukan *Inverting* Diberikan *Ground*



Gambar 2.7. Masukan *Inverting* Diberikan Tegangan V_4 dan Masukan *Non-Inverting* Diberikan *Ground*

Dari rangkaian tersebut dapat dianalisa dan diperoleh:

$$V_5|V_4 = -\frac{R_7}{R_4} * V_4 \quad (2.9)$$

Maka nilai dari V_5 adalah

$$V_5 = \left(-\frac{R_7}{R_4} * V_4\right) + \left(\frac{R_7}{R_4} + 1\right) * \left(\frac{R_6}{R_5 + R_6} * V_5\right) \quad (2.10)$$

Jika nilai dari $R_4=R_5=R_6=R_7=R$ maka dapat diperoleh Persamaan (2.11).

$$V_5 = V_3 - V_4 \quad (2.11)$$

Hasil yang diperoleh dari Persamaan (2.11) ini lalu disubstitusikan dengan Persamaan (2.6) dan diperoleh Persamaan (2.12).

$$V_5 = (V_1 - V_2) * \left(\frac{2R+R_G}{R_G}\right) \quad (2.12)$$

Persamaan (2.12) merupakan hasil akhir dari rangkaian instrumentasi dengan menggunakan tiga *operational amplifier* (op amp). Sedangkan saat ini instrumentasi amplifler sendiri sudah tersedia dalam bentuk *Integrated Circuit* (IC) contohnya seperti IC AD620, IC INA128, IC INA121, dan lain-lain. IC instrumentasi amplifler tersebut juga dibuat berdasarkan rangkaian tiga op amp dengan tingkat akurasi yang lebih tinggi dan hanya membutuhkan satu resistor eksternal untuk mengatur penguatannya dengan rentang penguatan dari satu sampai dengan sepuluh ribu kali.

Pada penelitian ini, peneliti menggunakan IC INA128P sebagai instrumentasi amplifler dan berdasarkan *datasheet* dari INA128P dapat diperoleh persamaan *gain* atau penguatan Persamaan (2.13).

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (2.13)$$

Sedangkan untuk nilai CMRR sendiri bisa diperoleh dari persamaan pada *datasheet* INA128P dan diperoleh Persamaan (2.14).

$$CMRR = 20 * \log\left(\frac{A_d}{A_c}\right) \quad (2.14)$$

Ad merupakan penguatan saat mode differensial sedangkan Ac merupakan penguatan pada saat mode *common*. Pada Gambar 2.8 merupakan skematik rangkaian penguat instrumentasi INA128P [18].

2.5.2. Rangkaian *Low Pass Filter*

Rangkaian *low pass filter* merupakan rangkaian yang meloloskan amplitudo sinyal yang mempunyai frekuensi dibawah frekuensi *cutoff* dan meredam amplitudo sinyal yang berada diatas frekuensi *cutoff* [16], [17]. Desain rangkaian *low pass filter* yang digunakan pada penelitian ini menggunakan filter pasif orde satu. Gambar 2.9 merupakan desain rangkaian *low pass filter*.

Seperti yang diketahui bahwa persamaan reaktansi kapasitor dalam rangkaian AC adalah Persamaan (2.15).

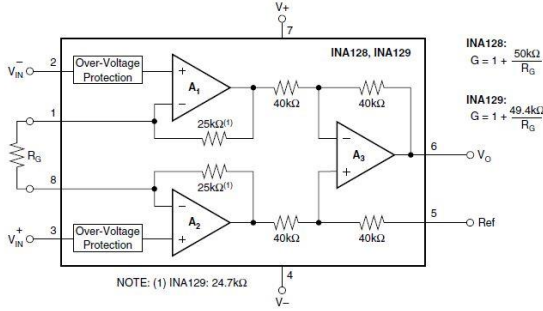
$$X_C = \frac{1}{2 * \pi * f * C} \quad (2.15)$$

Satuan dari X_c adalah Ohm. Sedangkan satuan dari resistor sendiri adalah Ohm. Sedangkan nilai dari total resistansi resistor dan kapasitor disebut dengan impedansi RC. Impedansi tersebut dapat ditulis dengan Persamaan (2.16).

$$Z = \sqrt{R_1^2 + X_C^2} \quad (2.16)$$

Rangkaian filter RC ini disebut juga dengan rangkaian pembagi tegangan yang bergantung dengan frekuensi. Misalkan pada kapasitor diganti dengan nilai R_2 , maka diperoleh Persamaan (2.17).

$$V_{Out} = V_{In} * \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.17)$$



Gambar 2.8. Skematik INA128P [18]

Nilai R_1+R_2 tersebut merupakan total resistansi pada rangkaian. Jika digunakan kapasitor dan resistor pada rangkaian filter maka total resistansi sama dengan impedansi. Sehingga Persamaan (2.19) merupakan tegangan keluaran dari rangkaian filter RC.

$$V_{out} = V_{in} * \frac{X_C}{\sqrt{R_1^2 + X_C^2}} \quad (2.18)$$

$$V_{out} = V_{in} * \frac{X_C}{Z} \quad (2.19)$$

Pada saat nilai dari X_C sama dengan nilai R maka persamaan tegangan keluaran pada rangkaian *low pass filter* menjadi Persamaan (2.22).

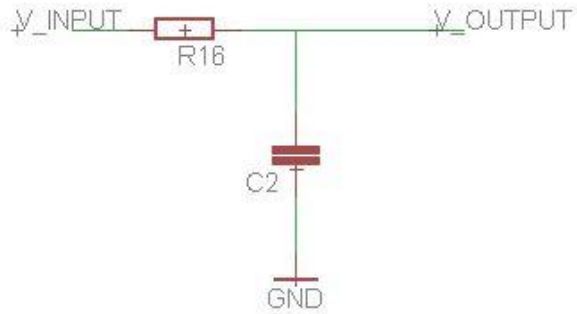
$$V_{out} = \frac{X_C}{\sqrt{X_C^2 + X_C^2}} * V_{in} \quad (2.20)$$

$$V_{out} = \frac{1}{\sqrt{2}} * V_{in} \quad (2.21)$$

$$A = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \quad (2.22)$$

Untuk mencari nilai dari frekuensi *cutoff* filter dapat digunakan Persamaan (2.23).

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R_1 * C} \quad (2.23)$$



Gambar 2.9. Desain Rangkaian *Low Pass Filter*

2.5.3. Rangkaian *High Pass Filter*

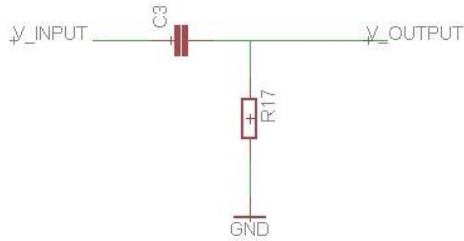
Rangkaian *high pass filter* merupakan rangkaian yang meloloskan amplitudo sinyal yang mempunyai frekuensi diatas frekuensi *cutoff* dan meredam amplitudo sinyal yang berada diatas frekuensi *cutoff* [16], [17]. Desain rangkaian *high pass filter* yang digunakan pada penelitian ini menggunakan filter pasif orde satu dan filter aktif orde satu. Gambar 2.10 merupakan desain dari rangkaian filter pasif *high pass filter*.

Pada High Pass Filter, reaktansi pada kapasitor mempunyai persamaan yang sama dengan Persamaan (2.15) dan impedansi pada rangkaian mempunyai persamaan yang sama dengan Persamaan (2.16). Untuk mencari tegangan keluaran dari rangkaian *high pass filter* maka digunakan Persamaan (2.25).

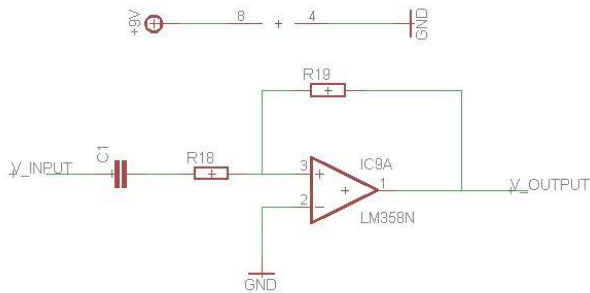
$$V_{Out} = \frac{R}{\sqrt{X_C^2 + R^2}} * V_{In} \quad (2.24)$$

$$V_{Out} = \frac{R}{Z} * V_{In} \quad (2.25)$$

Pada saat nilai dari X_C sama dengan nilai R , maka diperoleh nilai pengutan yang sama dengan Persamaan (2.22). Sedangkan untuk mencari nilai frekuensi *cutoff* dari rangkaian ini dapat digunakan Persamaan (2.23). Sedangkan Gambar 2.11 merupakan desain filter aktif *high pass filter*.



Gambar 2.10. Desain Rangkaian *High Pass Filter* Pasif



Gambar 2.11. Desain Rangkaian *High Pass Filter* Aktif

Dari desain skematik tersebut maka dapat dianalisa dengan Metode Node pada titik A dengan Persamaan (2.26).

$$\frac{V_O}{V_{In}} = -\frac{R_1}{R_2 + C} \quad (2.26)$$

$$C = \frac{1}{sC} \quad (2.27)$$

Persamaan (2.27) disubstitusikan ke Persamaan (2.26) dan diperoleh Persamaan (2.30).

$$\frac{V_O}{V_{In}} = -\frac{R_1}{R_2 + \frac{1}{sC}} \quad (2.28)$$

$$\frac{V_O}{V_{In}} = -\left(\frac{1}{1 + \frac{1}{sCR_2}}\right)\left(\frac{R_1}{R_2}\right) \quad (2.29)$$

$$\frac{V_O}{V_{In}} = -\left(\frac{s}{s+\frac{1}{R_2C}}\right)\left(\frac{R_1}{R_2}\right) \quad (2.30)$$

Dimisalkan bahwa $H_0 = -R_1/R_2$ dan $\omega_0 = 1/(R_2C)$, maka Persamaan (2.30) dapat diubah menjadi Persamaan (2.31).

$$\frac{V_O}{V_{In}} = H_0 * \frac{s}{s+\omega_0} \quad (2.31)$$

Seperti pada filter pasif, pada saat nilai X_c sama dengan nilai R , maka diperoleh nilai penguatannya menjadi Persamaan (2.32).

$$\frac{V_{Out}}{V_{In}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \quad (2.32)$$

Nilai dari frekuensi *cutoff* dari desain skematik diatas dapat diperoleh dengan Persamaan (2.33).

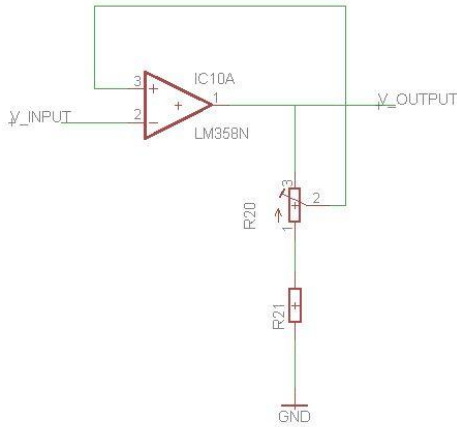
$$f_c = \frac{1}{2*\pi*R_2*C_2} \quad (2.33)$$

2.5.4. Rangkaian *Main Amplifier*

Rangkaian *main amplifier* berfungsi untuk menguatkan sinyal EMG yang telah terfilter dari rangkaian sebelumnya sehingga dapat terbaca oleh mikrokontroller. Tegangan output dapat diubah-ubah dengan memutar potentiometer. Gambar 2.12 merupakan desain dari rangkaian *main amplifier*.

2.6. Filter Digital

Filter digital mempunyai prinsip kerja yang sama dengan filter analog. Yang membedakan antara filter digital dan analog yaitu respon kerja filter tersebut. Pada filter digital, bagian antara *passband* dan *stopband* dibuat securam mungkin. Pada penelitian ini digunakan Filter Digital *Infinite Impulse Response* (IIR). Dalam penggunaan filter digital, biasanya digunakan juga *Analog to Digital Converter* (ADC) untuk mensampling sinyal masukannya, mikroprosesor, memori, dan lain-lain. Filter *Infinite Impuls Response* (IIR) merupakan filter yang mempunyai respon impuls tanpa adanya batasan waktu dikarenakan filter ini bersifat rekursif dengan adanya *feedback* [16], [19].



Gambar 2.12. Desain Rangkaian *Main Amplifier*

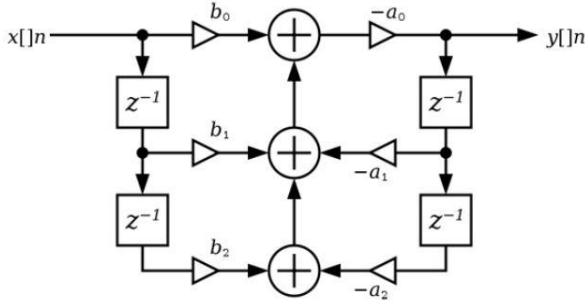
Filter IIR sendiri mempunyai respon frekuensi yang lebih baik dibandingkan dengan filter FIR. Filter IIR mempunyai Persamaan (2.34).

$$y[n] = \frac{1}{a_0} (b_0 x[n] + b_1 x[n-1] + \dots + b_p x[n-P] - a_1 y[n-1] - a_2 y[n-2] - \dots - a_q y[n-Q]) \quad (2.34)$$

$x[n]$ merupakan sinyal masukan, $y[n]$ merupakan sinyal keluaran, P merupakan orde *feedforward* orde filter, b_i merupakan *feedforward* koefisien filter, Q merupakan *feedback* orde filter, dan a_i merupakan *feedback* koefisien filter. Dari Persamaan (2.34) dapat disederhanakan lagi sehingga diperoleh Persamaan (2.35).

$$\sum_{j=0}^Q a_j y[n-j] = \sum_{i=0}^P b_i x[n-i] \quad (2.35)$$

Gambar 2.13 merupakan contoh dari filter IIR. Keuntungan dari penggunaan filter IIR adalah keefisienannya dalam pengimplementasian untuk memenuhi spesifikasi *passband*,



Gambar 2.13. Desain *Infinite Impulse Response* (IIR) [19]

stopband, dan *ripple* [19]. Pada penelitian ini digunakan Low Pass Filter dan High Pass Filter dengan menggunakan filter IIR.

2.6.1. High Pass Filter

High pass filter digital mempunyai cara kerja yang sama dengan *high pass filter* pada filter analog yaitu meredam amplitudo sinyal dibawah frekuensi *cutoff* dan meloloskan amplitudo sinyal yang berada diatas frekuensi *cutoff* [16]. Gambar 2.14 merupakan contoh respon frekuensi dari *high pass filter* [19].

Transfer function dari *high pass filter* adalah:

$$H(s) = \frac{1}{s+1} \quad (2.36)$$

$$s = \frac{\omega_p}{s} \quad (2.37)$$

$$H(s) = \frac{1}{\frac{\omega_p}{s}+1} \quad (2.38)$$

$$H(s) = \frac{s}{\omega_p+s} \quad (2.39)$$

$$s = C \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \quad (2.40)$$

$$H(z) = \frac{C \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}}{\omega_p + \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}}} \quad (2.41)$$

$$H(z) = \frac{C - Cz^{-1}}{(\omega_p + C) + (\omega_p - C)z^{-1}} \quad (2.42)$$

Dari Persamaan (2.42) dapat diperoleh persamaan dalam bentuk $y[n]$ dan $x[n]$ menjadi Persamaan (2.44).

$$Cx[n] - Cx[n-1] = (\omega_p + C)y[n] + (\omega_p - C)y[n-1] \quad (2.43)$$

$$y[n] = \frac{Cx[n] - Cx[n-1] - (\omega_p - C)y[n-1]}{\omega_p + C} \quad (2.44)$$

2.6.2. Low Pass Filter

Low pass filter digital mempunyai cara kerja yang sama dengan *low pass filter* pada filter analog yaitu meredam amplitudo sinyal diatas frekuensi *cutoff* dan meloloskan amplitudo sinyal yang berada dibawah frekuensi *cutoff* [16]. Gambar 2.15 merupakan contoh respon frekuensi dari *low pass filter* [19].

Transfer function dari *low pass filter* adalah:

$$H(s) = \frac{1}{s+1} \quad (2.45)$$

$$s = \frac{s}{\omega_p} \quad (2.46)$$

$$H(s) = \frac{1}{\frac{s}{\omega_p} + 1} \quad (2.47)$$

$$H(s) = \frac{\omega_p}{s + \omega_p} \quad (2.48)$$

$$s = C \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \quad (2.49)$$

$$H(z) = \frac{\omega_p}{C \frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} + \omega_p} \quad (2.50)$$

$$H(z) = \frac{\omega_p(1+z^{-1})}{C(1-z^{-1}) + \omega_p(1+z^{-1})} \quad (2.51)$$

$$H(z) = \frac{\omega_p + \omega_p z^{-1}}{C - Cz^{-1} + \omega_p + \omega_p z^{-1}} \quad (2.52)$$

Dari Persamaan (2.52) dapat diperoleh persamaan dalam bentuk $y[n]$ dan $x[n]$ menjadi Persamaan (2.54).

$$\omega_p x[n] - \omega_p x[n-1] = (C + \omega_p)y[n] + (\omega_p - C)y[n-1] \quad (2.53)$$

$$y[n] = \frac{\omega_p x[n] - \omega_p x[n-1] - (\omega_p - C)y[n-1]}{\omega_p + C} \quad (2.54)$$

2.7. STM32F4 Discovery

STM32F4 Discovery digunakan sebagai mikrokontroller dalam penelitian ini. STM32F4 merupakan seri pertama dari STM32 dengan berbasis ARM Cortex-M4F 32 bit. STM32F4 ini berbasis mikrokontroller STM32F407VG. Pada mikrokontroller ini juga telah termasuk ST-LINK/V2 yang merupakan *embedded debug*, dua ST-MEMS digital akselerometer, digital mikrofon, satu audio DAC yang terintegrasi dengan kelas D driver speaker, LED, tombol, dan konektor USB OTG micro-AB. STM32F4 mempunyai *clock* sebesar 168 MHz. STM32F4 juga mempunyai fitur seperti ADC, PWM, Timer, DMA, USART, dan lain-lain [20]. Gambar 2.16 merupakan contoh dari STM32F4 Discovery.

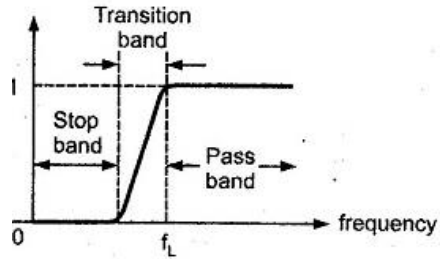
2.7.1 Timer

STM32F4 Discovery terdapat empat belas *Timer*. Tabel 2.1 merupakan tipe-tipe TIMER pada STM32F4 Discovery dan Gambar 2.17 merupakan diagram blok Timer pada STM32F4 [20]. Untuk menggunakan *Timer* perlu dilakukan konfigurasi pada bagian *timer prescaler* dan juga *timer period*-nya. Untuk mengkonfigurasi *timer prescaler* maka digunakan Persamaan (2.55).

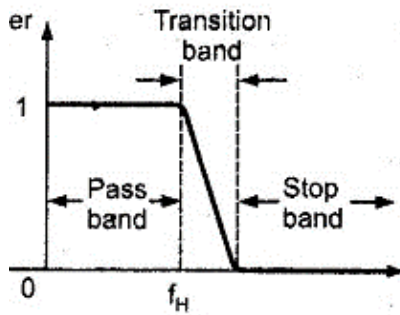
$$timer\ prescaler = \frac{frekuensi\ TIMER}{frekuensi\ maksimal} - 1 \quad (2.55)$$

Sedangkan persamaan untuk mengkonfigurasi *time period* digunakan Persamaan (2.56).

$$timer\ period = \frac{frekuensi\ maksimal}{frekuensi} - 1 \quad (2.56)$$



Gambar 2.14. Respon Frekuensi *High Pass Filter* [19]



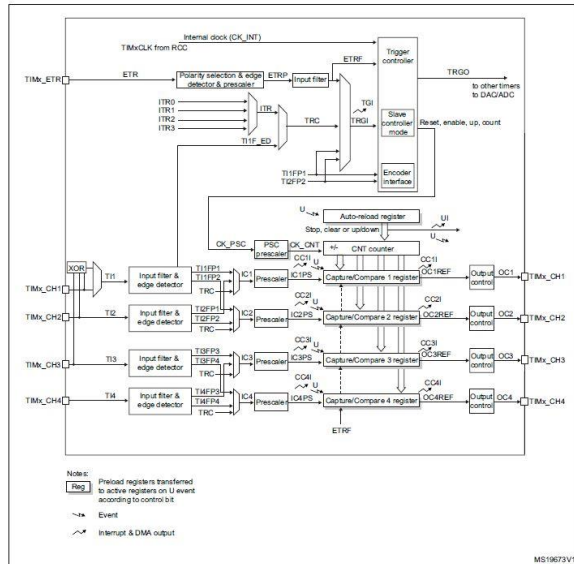
Gambar 2.15. Respon Frekuensi *Low Pass Filter* [19]



Gambar 2.16. STM32F4 Discovery

Tabel 2.1. Tipe *Timer* pada STM32F4 Discovery

Timer	Type	Prescaler	Channel	APB
TIM1, TIM8	Sulit	16-bit	4	2
TIM2, TIM5	Umum	16-bit	4	1
TIM3, TIM4	Umum	16-bit	4	1
TIM9	Umum	16-bit	2	2
TIM10, TIM11	Umum	16-bit	1	2
TIM12	Umum	16-bit	2	1
TIM13, TIM14	Umum	16-bit	1	1
TIM6, TIM7	Dasar	16-bit	0	1



Gambar 2.17. Diagram Blok *Timer* STM32F4 Discovery [20]

2.7.2 Analog to Digital Converter (ADC)

Analog to Digital Converter (ADC) digunakan untuk membaca tegangan analog lalu dikonversikan ke dalam bentuk digital. Pada STM32F4 Discovery terdapat 16 pin yang dapat digunakan sebagai pin ADC.

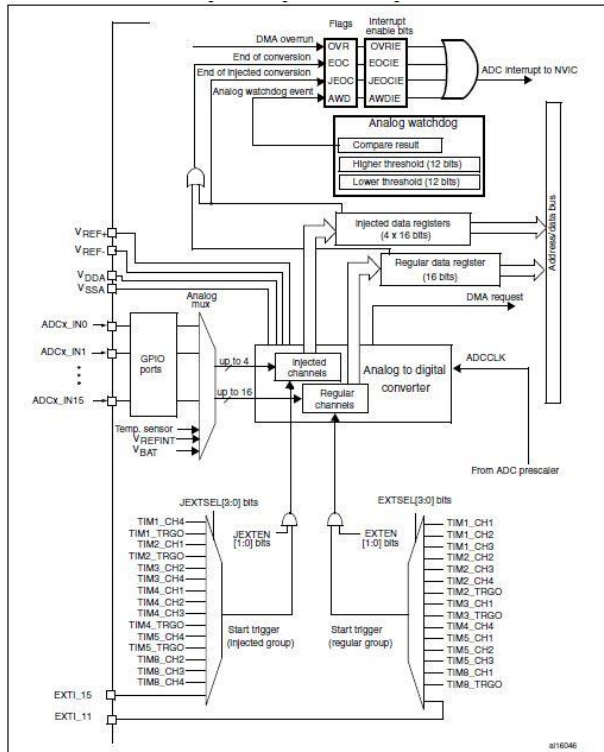
Pembacaan tegangan maksimal ADC pada STM32F4 Discovery

adalah 0 – 3.3 Volt sehingga agar output tegangan dari luar dapat terbaca oleh mikrokontroller maka harus berada pada range tersebut.

ADC pada STM32F4 Discovery ada tiga yaitu ADC1, ADC2, dan ADC3. Resolusi ADC pada STM32F4 Discovery dapat diatur mulai dari 6-bit sampai dengan 12-bit. Perhitungan resolusi tersebut menggunakan Persamaan (2.57).

$$Resolusi = \frac{V_{Ref}}{2^n - 1} \quad (2.57)$$

Gambar 2.18 merupakan diagram blok sistem ADC STM32F4 Discovery [20]. Tabel 2.2 merupakan pin ADC beserta channelnya.



Gambar 2.18. Diagram Blok ADC STM32F4 Discovery [20]

Tabel 2.2. Pin ADC pada STM32F4 Discovery

Channel	ADC1	ADC2	ADC3
ADC Channel 0	PA0	PA0	PA0
ADC Channel 1	PA1	PA1	PA1
ADC Channel 2	PA2	PA2	PA2
ADC Channel 3	PA3	PA3	PA3
ADC Channel 4	PA4	PA4	
ADC Channel 5	PA5	PA5	
ADC Channel 6	PA6	PA6	
ADC Channel 7	PA7	PA7	
ADC Channel 8	PB0	PB0	
ADC Channel 9	PB1	PB1	
ADC Channel 10	PC0	PC0	PC0
ADC Channel 11	PC1	PC1	PC1
ADC Channel 12	PC2	PC2	PC2
ADC Channel 13	PC3	PC3	PC3
ADC Channel 14	PC4	PC4	
ADC Channel 15	PC5	PC5	

2.7.3 *Pulse Width Modulation (PWM)*

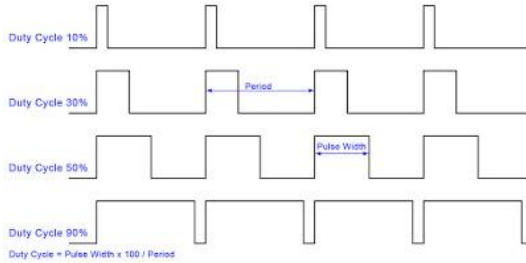
Pulse Width Modulation (PWM) merupakan suatu metode untuk menghasilkan tegangan keluaran analog dengan menggunakan digital output dari mikrokontroller. Penggunaan PWM ini biasanya digunakan untuk mengatur kecepatan motor, gerakan servo, dan lain-lain. Pada STM32F4 Discovery terdapat 40 pin PWM dimana tiap pin diatur oleh *Timer (TIMX)* tertentu. Gambar 2.19 merupakan contoh dari output PWM [20].

2.7.4 *Direct Memory Access (DMA)*

Direct Memory Access (DMA) digunakan untuk mempercepat pengiriman data antara peripheral dan memori dan antara memori dan memori. Pengiriman data tersebut menjadi lebih cepat tanpa adanya keterlibatan CPU. Sehingga kapasitas dari CPU dapat digunakan untuk operasi yang lain. Pengiriman data melalui DMA dapat dilakukan dari peripheral ke memori, memori ke peripheral, dan dari memori ke memori. Pada STM32F4 terdapat dua DMA yaitu DMA1 dan DMA2.

DMA1 terdiri dari delapan *channel* dan delapan *stream*. Gambar 2.20 merupakan pemetaan DMA1 pada STM32F4 [20]. Sama dengan DMA1, DMA2 juga terdiri dari delapan *channel* dan delapan *stream*.

Gambar 2.21 merupakan pemetaan DMA2 pada STM32F4 [20]. Pada Gambar 2.22 merupakan blok diagram DMA secara umum [20].



Gambar 2.19. Keluaran PWM [20]

Table 20. DMA1 request mapping

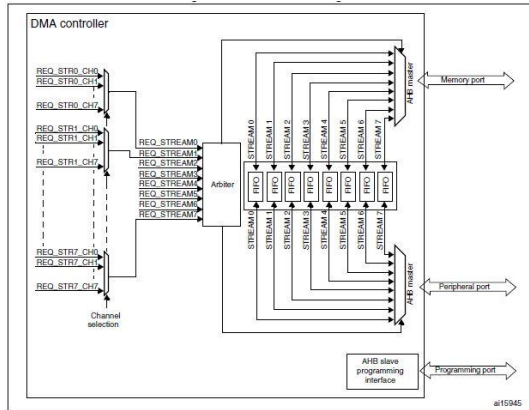
Peripheral requests	Stream 0	Stream 1	Stream 2	Stream 3	Stream 4	Stream 5	Stream 6	Stream 7
Channel 0	SPI3_RX		SPI3_RX	SPI2_RX	SPI2_TX	SPI3_TX		SPI3_TX
Channel 1	I2C1_RX		TIM7_UP		TIM7_UP	I2C1_RX	I2C1_TX	I2C1_TX
Channel 2	TIM4_CH1		I2S2_EXT_RX	TIM4_CH2	I2S2_EXT_TX	I2S3_EXT_TX	TIM4_UP	TIM4_CH3
Channel 3	I2S3_EXT_RX	TIM2_UP TIM2_CH3	I2C3_RX	I2S2_EXT_RX	I2C3_TX	TIM2_CH1	TIM2_CH2 TIM2_CH4	TIM2_UP TIM2_CH4
Channel 4	UART5_RX	USART3_RX	UART4_RX	USART3_TX	UART4_TX	USART2_RX	USART2_TX	UART5_TX
Channel 5			TIM3_CH4 TIM3_UP		TIM3_CH1 TIM3_TRIG	TIM3_CH2		TIM3_CH3
Channel 6	TIM5_CH3 TIM5_UP	TIM5_CH4 TIM5_TRIG	TIM5_CH1	TIM5_CH4 TIM5_TRIG	TIM5_CH2		TIM5_UP	
Channel 7		TIM6_UP	I2C2_RX	I2C2_RX	USART3_TX	DAC1	DAC2	I2C2_TX

Gambar 2.20. Pemetaan DMA1 STM32F4 Discovery [20]

Table 21. DMA2 request mapping

Peripheral requests	Stream 0	Stream 1	Stream 2	Stream 3	Stream 4	Stream 5	Stream 6	Stream 7
Channel 0	ADC1		TIM8_CH1 TIM8_CH2 TIM8_CH3		ADC1		TIM1_CH1 TIM1_CH2 TIM1_CH3	
Channel 1		DCMI	ADC2	ADC2			DCMI	
Channel 2	ADC3	ADC3				CRYP_OUT	CRYP_IN	HASH_IN
Channel 3	SPI1_RX		SPI1_RX	SPI1_TX		SPI1_TX		
Channel 4		USART1_RX	SDIO			USART1_RX	SDIO	USART1_TX
Channel 5		USART6_RX	USART6_RX				USART6_TX	USART6_TX
Channel 6	TIM1_TRIG	TIM1_CH1	TIM1_CH2	TIM1_CH1	TIM1_CH4 TIM1_TRIG TIM1_COM	TIM1_UP	TIM1_CH3	
Channel 7		TIM8_UP	TIM8_CH1	TIM8_CH2	TIM8_CH3			TIM8_CH4 TIM8_TRIG TIM8_COM

Gambar 2.21. Pemetaan DMA2 STM32F4 Discovery [20]



Gambar 2.22. Diagram Blok DMA STM32F4 Discovery [20]

2.8. FTDI BreakOut 232

FTDI BreakOut 232 digunakan untuk melakukan pengiriman data serial dari mikrokontroller ke laptop. FTDI mempunyai enam pin yaitu pin Vcc, *ground*, CTS#, TX, RX, dan DTR. Untuk menggunakan FTDI dalam pengiriman serial, maka dilakukan dengan cara menghubungkan pin RX dan TX FTDI ke pin TX dan RX mikrokontroller dan *ground* dari FTDI juga dihubungkan dengan *ground* mikrokontroller. Gambar 2.23 merupakan contoh dari FTDI BreakOut 232.

2.9. Kursi Roda Elektrik

Kursi roda Jet 3 Ultra merupakan kursi roda elektrik yang diproduksi oleh Pride Mobility Product Corp, perusahaan asal Amerika Serikat. Kecepatan maksimum dari kursi roda ini dapat mencapai 4 mph (6.44 km/jam). Dengan kondisi baterai yang penuh, kursi roda ini dapat menempuh jarak sejauh 11 mil (17,7 km). Bagian *power base* mempunyai berat 63,74 kg dan berat pada bagian *medium-back seat* mencapai 16.78 kg. Sedangkan berat dari tiap-tiap baterai sendiri adalah 11 kg. Panjang kursi roda Jet 3 Ultra mencapai 102.87 cm dan lebarnya 90.17 cm. Gambar 2.24 merupakan spesifikasi dari kursi roda Jet 3 Ultra [21].

Untuk menggerakkan kursi roda ini, terdapat beberapa pin kontrol yang harus dihubungkan dengan PWM dari mikrokontroller. Pin *ground* pada kursi roda elektrik harus dijadikan satu dengan pin *ground* dari mikrokontroller yang menghasilkan PWM. Gambar 2.25 merupakan konfigurasi pin pada kursi roda elektrik dan tabel 2.3 merupakan penjelasan dari tiap-tiap pin tersebut.



Gambar 2.23. FTDI BreakOut 232

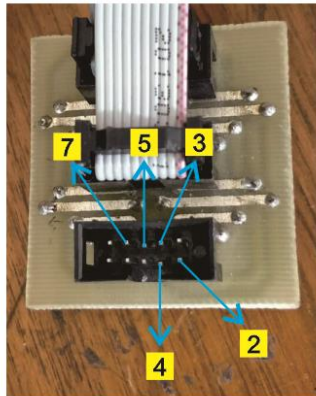
JET 3 ULTRA SPECIFICATIONS	
Suspension:	Active-Trac
Drive Wheels:	10 in. (25.4 cm) pneumatic or solid available
Caster Wheels:	8 in. (20.32 cm) solid, rear-mounted
Anti-tip Wheels:	6 in. (15.24 cm) solid, front-mounted
Maximum Speed: ¹	Up to 4 mph (6.44 km/h)
Range: ^{1,3}	Up to 11 miles (17.7 km)
Brakes:	"Intelligent Braking" electronic regenerative, disc park brake
Ground Clearance: ²	See figure 29.
Turning Radius: ²	See figure 29.
Overall Size: ²	Length: See figure 29. Width: See figure 29.
Drivetrain:	Two motor, mid-wheel drive
Batteries: ^{4,5}	Two 12-volt, deep-cycle, U-1
Battery Charger:	3-amp, off-board
Weight Capacity:	300 lbs. (136 kg)
Component Weights: ²	Base: 92 lbs. (41.74 kg) Medium-back Seat: 37 lbs. (16.78 kg) Batteries: 24.5 lbs. (11.11 kg) each

Gambar 2.24. Spesifikasi Kursi Roda Jet 3 Ultra [21]

Tabel 2.4 merupakan range tegangan yang terukur pada Pin Kontrol kursi roda elektrik pada tiap perintah kontrol. Untuk memberikan PWM dari mikrokontroller ke kursi roda elektrik maka diperlukan langkah-langkah:

1. Sambungkan semua pin PWM mikrokontroller pada pin kursi roda elektrik yang digunakan
2. Aktifkan atau sambungkan mikrokontroller dengan laptop lalu berikan nilai PWM dengan nilai tegangan sebesar 2.5 volt pada tiap-tiap pin kursi roda elektrik

3. Setelah itu sambungkan Ground dari mikrokontroller ke ground kursi roda elektrik



Gambar 2.25. Konfigurasi Pin Kursi Roda Elektrik

Tabel 2.3. Penjelasan Pin pada Kursi Roda Elektrik

Pin	Keterangan
3	Ground
2 dan 7	Pin kontrol untuk perintah belok kanan, belok kiri, dan diam
4 dan 5	Pin kontrol untuk perintah maju, mundur, dan diam

Tabel 2.4. Tegangan pada Pin Kontrol Kursi Roda Elektrik

No	Perintah Kontrol	Tegangan yang Terukur (V)			
		Pin 2	Pin 4	Pin 5	Pin 7
1	Diam	2.5	2.5	2.5	2.5
2	Maju	2.5	> 2.5	> 2.5	2.5
3	Belok kiri	< 2.5	2.5	2.5	< 2.5
4	Belok kanan	> 2.5	2.5	2.5	> 2.5

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

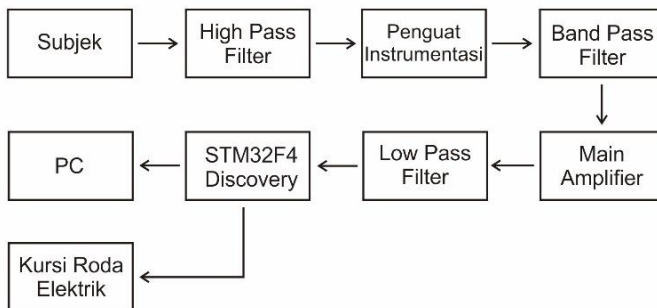
BAB III PERANCANGAN SISTEM

Pada bab ini membahas mengenai perancangan sistem EMG secara keseluruhan meliputi bagian perangkat keras dan perangkat lunak yang digunakan sebagai perintah kontrol pada kursi roda elektrik.

Penelitian ini menggunakan rangkaian instrumentasi dua *channel* dimana *channel* pertama untuk membaca sinyal otot pada tangan kiri sedangkan *channel* kedua digunakan untuk membaca sinyal otot pada tangan kanan. Elektroda diletakkan pada bagian Otot Fleksor Carpi Radialis Longus untuk tangan kanan dan tangan kiri. Sedangkan elektroda referensi diletakkan pada tulang di bagian atas telapak tangan. Lalu dari rangkaian instrumentasi tersebut dihubungkan dengan STM32F4 Discovery sebagai mikrokontroller untuk membaca sinyal otot lalu hasil pembacaan tersebut dikirimkan ke laptop. Setelah itu dilakukan analisa sinyal otot di laptop untuk menentukan pergerakan dari kursi roda tersebut.

3.1. Diagram Blok Sistem

Secara umum, dalam penelitian ini terdiri dari perangkat keras dan perangkat lunak. Perangkat keras yang digunakan dalam penelitian ini adalah rangkaian instrumentasi EMG, mikrokontroller STM32F4 Discovery, FTDI, dan kursi roda Jet 3 Ultra. Sedangkan untuk perangkat lunak terdiri dari program untuk filter-filter digital dan program untuk menentukan perintah pergerakan dari kursi roda elektrik. Gambar 3.1 merupakan diagram blok sistem pada penelitian ini.



Gambar 3.1. Diagram Blok Sistem

Perangkat keras pada penelitian ini terdiri dari:

- *High Pass Filter*
High pass filter dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz berfungsi untuk meredam sinyal dibawah 1 Hz yang disebabkan oleh DC drift.
- Rangkaian Instrumentasi Amplifier
Rangkaian instrumentasi amplifier berfungsi untuk menguatkan sinyal EMG dengan penguatan sebesar ± 2300 kali
- *Bandpass Filter*
Band pass filter terdiri dari *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 500 Hz dan *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 50 Hz. Sehingga pada penelitian ini, sinyal dengan frekuensi dibawah 50 Hz dan diatas 500 Hz akan diredam dan hanya mendeteksi sinyal yang berada di dalam batas 50 – 500 Hz.
- Rangkaian *Main Amplifier*
Fungsi dari rangkaian *main amplifier* yaitu untuk menguatkan sinyal EMG sehingga dapat terbaca oleh mikrokontroller.
- *Low Pass Filter*
Low Pass Filter dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz berfungsi untuk menghaluskan sinyal EMG yang sudah terfilter sebelumnya
- FTDI BreakOut 232
Fungsi dari FTDI BreakOut 232 untuk melakukan pengiriman data secara serial dari mikrokontroller ke laptop.
- STM32F4 Discovery
STM32F4 Discovery merupakan mikrokontroller berbasis ARM yang digunakan untuk membaca sinyal dari EMG yang nantinya akan dikirim ke laptop dengan menggunakan FTDI BreakOut 232.
- Kursi Roda Jet 3 Ultra
Kursi roda ini menerima perintah gerakan dari mikrokontroller STM32F4 Discovery yang membaca sinyal masukan dari rangkaian instrumentasi EMG.

Sedangkan perangkat lunak dari sistem ini secara umum ialah:

- Filter Digital *Bandpass Filter*
Filter digital didesain dengan menggunakan orde 1 yang terdiri dari low pass filter 500 Hz dan high pass filter 50 Hz. Kedua filter tersebut didesain pada program Delphi. Pada program Delphi sekaligus juga digunakan untuk monitoring sinyal EMG yang dibaca oleh mikrokontroller.
- Perintah Kontrol Pergerakan Kursi Roda Elektrik

Selain filter, pada program Delphi juga dibuat program sebagai penentu perintah pergerakan dari kursi roda elektrik.

3.2. Perancangan Perangkat Keras

Perancangan perangkat keras meliputi rangkaian high pass filter dengan dengan frekuensi *cutoff* sebesar 1 Hz, penguat instrumentasi dengan penguatan sebesar 2300 kali, bandpass filter dengan rentang 50 Hz – 500 Hz dengan penguatan sebesar 3 kali, main amplifier, dan low pas filter dengan frekuensi *cutoff* sebesar 1 Hz, STM32F4 Discovery sebagai mikrokontroler, dan kursi roda elektrik Jet 3 Ultra yang mampu menahan beban dengan berat maksimal 136 kg.

3.2.1. Perancangan Rangkaian Penguat Instrumentasi

Gambar 3.2 merupakan rangkaian high pass filter di bagian depan rangkaian instrumentasi amplifier. Pada perancangan rangkaian instrumentasi terdapat rangkaian high pass filter di bagian depan dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz. Dengan ditentukan nilai dari kapasitor adalah 0.47 uF maka:

$$f_c = \frac{1}{2 * \pi * R * C} \quad (3.1)$$

$$1 = \frac{1}{2 * \pi * R * 0.47 * 10^{-6}} \quad (3.2)$$

$$R = 338k \approx 330 \text{ k}\Omega \quad (3.3)$$

Pada rangkaian instrumentasi amplifier digunakan IC INA128. Dikarenakan sinyal EMG berada pada orde uV, maka penguatan INA128 sebesar 2300 kali.

$$2300 = \frac{50k}{R_G} + 1 \quad (3.4)$$

$$R_G = 22.7 \text{ } \Omega \approx 22 \text{ } \Omega$$

3.2.2. Perancangan High Pass Filter 50 Hz

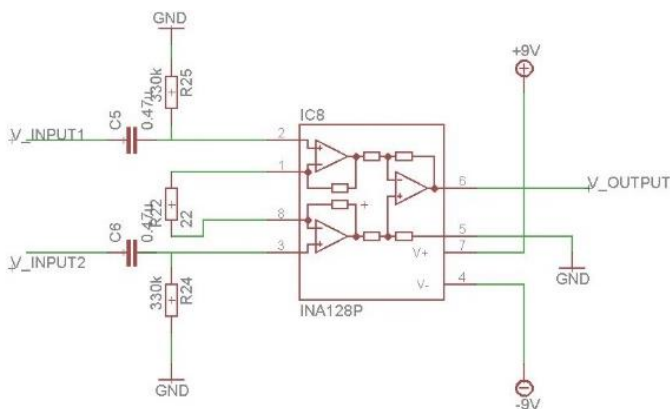
Rangkaian high pass filter dirancang dengan menggunakan filter aktif dengan orde satu. Pada perancangan ini dipilih High Pass Filter dengan *cutoff* sebesar 50 Hz dikarenakan *movement artifact* berada pada range 10 – 20 Hz. Sehingga untuk memastikan bahwa *noise movement artifact* benar-benar teredam maka dipilihlah high pass filter dengan frekuensi *cutoff* 50 Hz. Gambar 3.3 adalah hasil perancangan high pass

filter dengan frekuensi *cutoff* 50 Hz. Dengan nilai kapasitor 0,1uF maka nilai resistor yang digunakan:

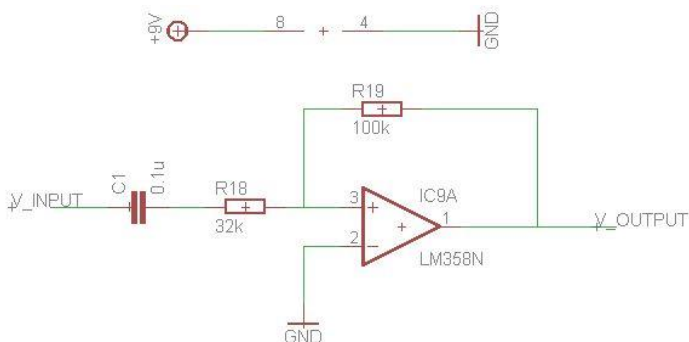
$$f = \frac{1}{2*\pi*R*C} \quad (3.5)$$

$$50 = \frac{1}{2*\pi*R*0.1*10^{-6}} \quad (3.6)$$

$$R = 32 \text{ k}\Omega \quad (3.7)$$



Gambar 3.2. Instrumentasi Amplifier dan *High Pass Filter*



Gambar 3.3. *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz

3.2.3. Perancangan Low Pass Filter 500 Hz

Perancangan rangkaian low pass filter menggunakan filter pasif dengan orde satu. Pada perancangan ini didesain filter dengan frekuensi *cutoff* 500 Hz. Pemilihan frekuensi *cutoff* 500 Hz dikarenakan hasil dari pembacaan pada beberapa *paper* dari IEEE. Fungsi dari rangkaian ini untuk menghindari anti-aliasing pada saat dilakukan sampling dan menghindari adanya interferensi dari gelombang RF.

Dengan ditentukan nilai kapasitor sebesar 0.1 uF, maka nilai resistor yang diperoleh:

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (3.8)$$

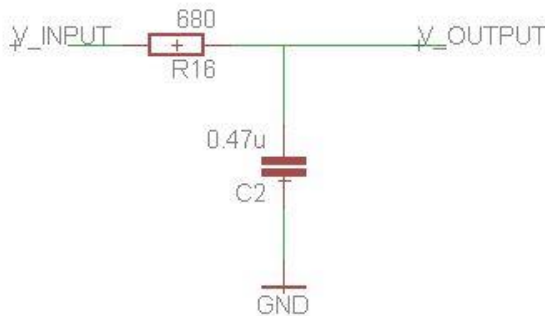
$$500 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot 0.47 \cdot 10^{-6}} \quad (3.9)$$

$$R = 677 \approx 680 \, \Omega \quad (3.10)$$

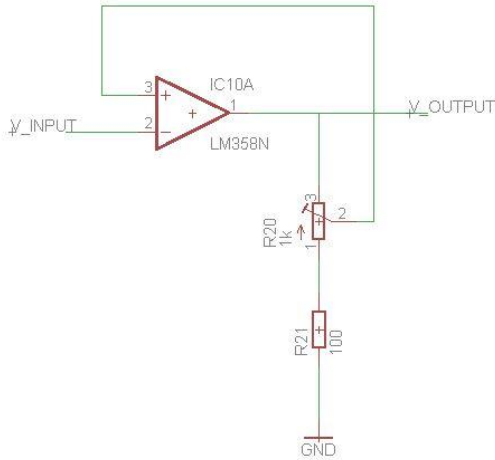
Gambar 3.4 merupakan hasil perancangan low pass filter dengan frekuensi *cutoff* 500 Hz.

3.2.4. Perancangan Main Amplifier

Fungsi dari perancangan *main amplifier* ini adalah untuk meningkatkan tegangan dari sinyal EMG yang sudah terfilter sebelumnya. Untuk memperbesar tegangan dapat dilakukan dengan cara memutar potensiometer tersebut. Gambar 3.5 merupakan hasil perancangan rangkaian *main amplifier*.



Gambar 3.4. Low Pass Filter dengan Frekuensi Cutoff 500 Hz



Gambar 3.5. Rangkaian *main amplifier*

3.2.5. Perancangan Low Pass Filter 1 Hz

Perancangan rangkaian low pass filter dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz menggunakan filter pasif dengan orde satu. Fungsi dari rangkaian ini untuk menghaluskan sinyal EMG.

Dengan menggunakan kapasitor sebesar 0.1 uF, maka diperoleh nilai resistor:

$$f = \frac{1}{2 * \pi * R * C} \quad (3.11)$$

$$1 = \frac{1}{2 * \pi * R * 0.1 * 10^{-6}} \quad (3.12)$$

$$R = 1.6 \text{ } M\Omega \approx 1.2 \text{ } M\Omega \quad (3.13)$$

Gambar 3.6 merupakan hasil perancangan low pass filter dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz.

3.3. Perancangan Perangkat Lunak

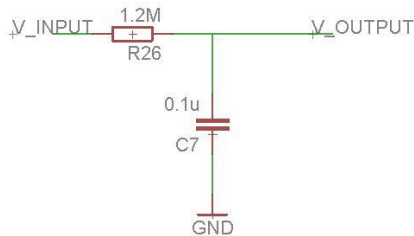
Perancangan perangkat lunak ini dilakukan pada STM32F4 Discovery sebagai mikrokontroler untuk membaca sinyal analog dari rangkaian instrumentasi EMG lalu hasil pembacaan tersebut dikirim ke

laptop dan pada *software* Delphi untuk membuat filter digital dan menentukan perintah kontrol untuk pergerakan kursi roda elektrik. Pada mikrokontroller juga diprogram untuk mengeluarkan nilai PWM tertentu berdasarkan perintah dari laptop.

3.3.1. Perancangan Perangkat Lunak pada STM32F4 Discovery

STM32F4 Discovery pada penelitian diprogram dengan menggunakan Bahasa C dengan menggunakan Atollic sebagai IDEnya. Pada STM32F4 Discovery dilakukan konfigurasi pin GPIO yang akan digunakan, konfigurasi ADC, konfigurasi DMA, konfigurasi PWM, konfigurasi Interrupt, dan konfigurasi USART.

Pada penelitian ini digunakan ADC dengan resolusi sebesar 12-bit dan pembacaan tegangan analog maksimal pada ADC STM32F4 Discovery adalah 3,3 volt. Setelah data analog diubah ke digital dengan menggunakan ADC maka data digital tersebut di kirim ke PC dengan melalui konfigurasi USART pada STM32F4 Discovery. Pengiriman data ke laptop disesuaikan dengan frekuensi sampling yaitu sebesar 2000 Hz atau 0.5 ms dengan cara mengubah nilai dari *timer prescaler* menjadi 83 dan *timer period* menjadi 499. Perancangan PWM pada mikrokontroller yang digunakan untuk menggerakkan kursi roda diatur dengan nilai PWM sebesar 37%, 84%, dan 90% dengan frekuensi 15 kHz.



Gambar 3.6. *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz

3.3.2. Perancangan Perangkat Lunak pada Delphi

Perancangan pada Delphi meliputi filter digital yang digunakan dan fungsi untuk menentukan perintah kontrol pada kursi roda elektrik. Hasil pembacaan STM32F4 tersebut terlebih dahulu diubah ke bentuk tegangan dengan Persamaan (3.14) dan Persamaan (3.15).

$$datc1[n] = (c1[n] * 3.3)/4095 \quad (3.14)$$

$$datc3[n] = (c3[n] * 3.3)/4095 \quad (3.15)$$

c1 dan c3 merupakan data serial yang diterima Delphi dari pin C1 dan C3 pada mikrokontroller lalu dikonversi menjadi tegangan dengan variabel datc1 dan datc3. Setelah dilakukan pengkonversian selanjutnya dilakukan pemfilteran dengan menggunakan filter digital. Untuk *low pass filter* digunakan frekuensi sampling sebesar 2000 Hz dan frekuensi *cutoff* sebesar 500 Hz. Dari Persamaan (2.44) diperoleh Persamaan (3.16) dan Persamaan (3.17).

$$\begin{aligned} lpf1[n] := & 0.439900855 * datc1[n] + 0.4399008551 * \\ & datc1[n - 1] + 0.120198309 * lpf1[n - 1]; \end{aligned} \quad (3.16)$$

$$\begin{aligned} lpf2[n] := & 0.439900855 * datc3[n] + 0.4399008551 * \\ & datc3[n - 1] + 0.120198309 * lpf2[n - 1]; \end{aligned} \quad (3.17)$$

lpf1 merupakan hasil *low pass filter* digital dari datc1 dan lpf2 merupakan hasil *low pass filter* digital dari datc3. Untuk *high pass filter* digunakan frekuensi sampling sebesar 2000 Hz dan frekuensi *cutoff* sebesar 50 Hz. Dari Persamaan (2.54) diperoleh Persamaan (3.18) dan Persamaan (3.19).

$$\begin{aligned} hpf1[n] := & 0.92717949 * datc1[n] - 0.92717949 * \\ & datc1[n - 1] + 0.85435898 * hpf1[n - 1]; \end{aligned} \quad (3.18)$$

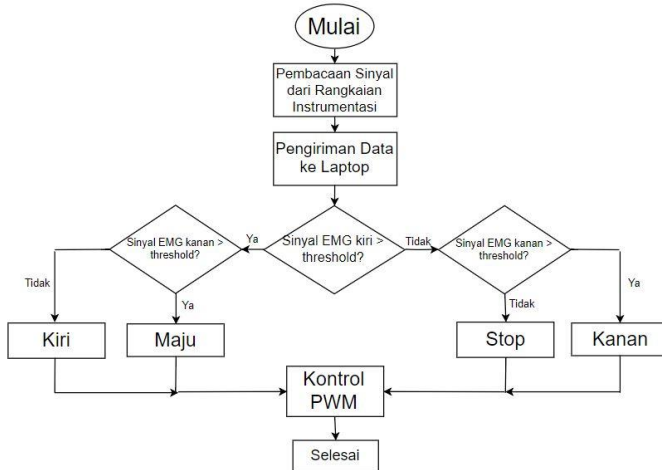
$$\begin{aligned} hpf2[n] := & 0.92717949 * datc3[n] - 0.92717949 * \\ & datc3[n - 1] + 0.85435898 * hpf1[n - 1]; \end{aligned} \quad (3.19)$$

Hpf1 merupakan hasil *high pass filter* digital dari lpf1 dan datc1 dan hpf2 merupakan hasil *high pass filter* digital dari lpf1 dan datc3. Gambar 3.7 merupakan diagram alir dari penentuan perintah kontrol pada kursi roda elektrik dan Gambar 3.8 merupakan desain interface pada Delphi.

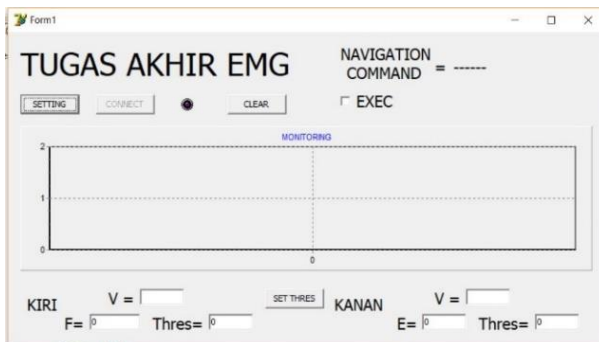
3.4. Subjek dan Prosedur Pengujian Sistem

3.4.1. Subjek

Pada penelitian ini digunakan subjek dengan kondisi normal dengan jenis kelamin laki-laki. Cara pengujian dilakukan dengan



Gambar 3.7. Diagram Alir Penentuan Perintah Kontrol Kursi Roda Elektrik

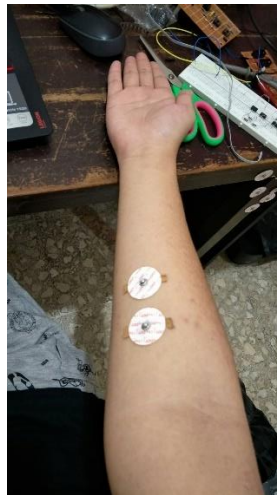


Gambar 3.8. Desain *Interface* pada Delphi

subjek duduk di kursi roda secara rileks dan subjek melakukan kontraksi otot tangan sebelah kanan maupun kiri untuk memberikan perintah kontrol pada kursi roda elektrik.

3.4.2. Posisi Peletakan Elektroda

Pada penelitian ini digunakan *surface electrode* yang akan ditempelkan pada bagian otot fleksor carpi radialis untuk tangan kanan dan kiri dengan jarak antar elektroda sebesar 3 – 4 cm. Elektroda diletakkan pada otot fleksor carpi radialis dikarenakan pada bagian otot tersebut merupakan bagian yang sensitif pada saat otot kontraksi dan relaksasi. Otot Ekstensor carpa radialis longus dan fleksor digitorium superfisialis tidak dipilih untuk peletakan elektroda dikarenakan tidak diperoleh hasil yang memuaskan pada saat kontraksi dan relaksasi untuk tangan kanan dan kiri. Selain itu secara anatomi, otot fleksor carpi radialis lebih superfisialis dibandingkan otot-otot yang lain. Sebelum dilakukan penempelan elektroda maka sesuai dengan prosedur medis tempat peletakan elektroda harus dibersihkan dahulu dengan menggunakan alkohol 70%. Gambar 3.9 menunjukkan posisi otot fleksor carpi radialis pada subjek.



Gambar 3.9. Posisi Otot Fleksor Carpi Radialis

BAB IV

PENGUJIAN DAN PEMBAHASAN SISTEM

Bab ini membahas tentang perancangan sistem yang sudah dirancang, dimana hasil rancangan sistem tersebut akan diuji dan dibahas. Cara pengujian dan pembahasan pada bab ini adalah dengan membahas tiap rangkaian perangkat keras dan perangkat lunak yang telah didesain sebelumnya dan perancangan sistem secara keseluruhan dengan disertai tabel dan gambar yang mendukung pengujian dan pembahasan sistem. Gambar 4.1 adalah hasil penelitian ini secara keseluruhan.

4.1. Pengujian Perangkat Keras

Pengujian perangkat keras dilakukan dengan cara diberikan tegangan masukan dari *function generator* berupa gelombang sinus lalu dibandingkan antara sinyal masukan dengan sinyal keluaran dari rangkaian. Pengujian perangkat keras ini meliputi pengujian rangkaian penguat instrumentasi, rangkaian *low pass filter*, rangkaian *high pass filter*, rangkaian *main amplifier*, dan pengujian sistem secara keseluruhan.

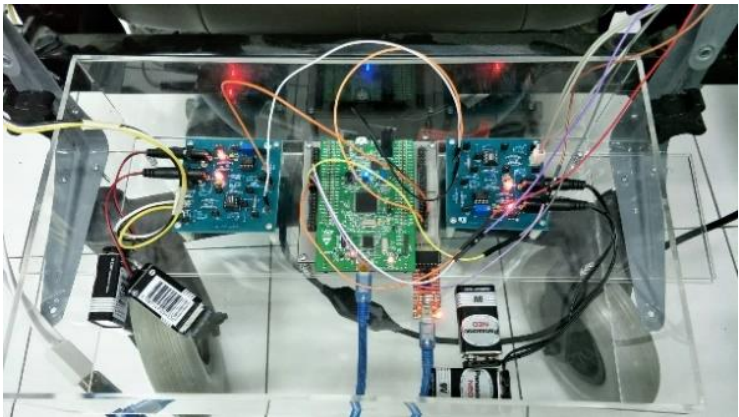
4.1.1. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi

Pengujian rangkaian penguat instrumentasi dilakukan dengan cara memberikan sinyal masukan pada bagian *non-inverting* INA128P sedangkan pada bagian *inverting* disambungkan dengan *ground*. Pengujian ini dilakukan dengan menggunakan sinyal sinus dengan nilai *peak to peak* dan frekuensi yang berbeda. Pengujian pertama menggunakan sinyal sinus dengan nilai *peak to peak* sebesar 2 mVpp dan frekuensinya dari 5 Hz sampai dengan 25 Hz. Sedangkan pengujian kedua dengan menggunakan sinyal sinus dengan nilai *peak to peak* sebesar 3 mVpp dengan frekuensi 5 Hz sampai dengan 25 Hz. Pada pengujian ini terdapat dua rangkaian EMG yang diuji.

Tabel 4.1 merupakan hasil pengujian rangkaian penguat instrumentasi pada EMG yang pertama dan Tabel 4.2 merupakan hasil pengujian rangkaian penguat instrumentasi pada EMG yang kedua.

4.1.2. Pengujian Rangkaian *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz

Pengujian rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz dilakukan dengan cara memberikan sinyal sinus pada bagian



Gambar 4.1. Sistem Secara Keseluruhan

Tabel 4.1. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi pada EMG Pertama

Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (mV)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
5	2	4.72
10	2	4.72
15	2	4.72
20	2	4.72
25	2	4.8
5	3	7.04
10	3	7.04
15	3	7.12
20	3	7.04
25	3	7.04

Tabel 4.2. Pengujian Rangkaian Penguat Instrumentasi pada EMG Kedua

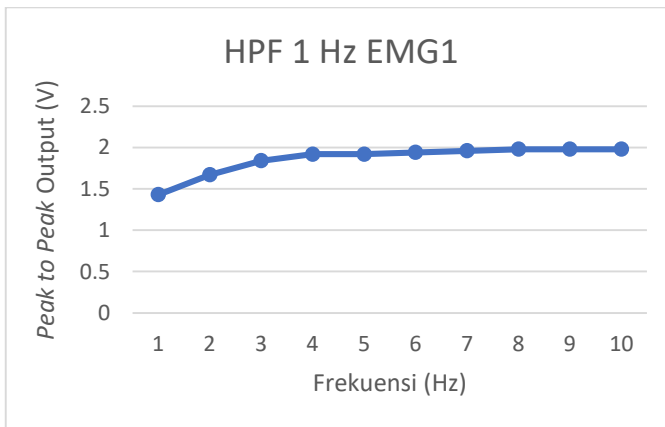
Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (mV)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
5	2	4.72
10	2	4.72
15	2	4.72
20	2	4.72
25	2	4.72
5	3	7.08
10	3	7.08
15	3	7.08
20	3	7.08
25	3	7.08

frekuensi yang diubah-ubah. Pada pengujian ini terdapat dua rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz yaitu rangkaian *high pass filter* dari rangkaian EMG pertama dan rangkaian *high pass filter* dari rangkaian EMG kedua.

Tabel 4.3 merupakan hasil pengujian rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz pada EMG pertama dan Tabel 4.4 merupakan hasil pengujian rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz pada EMG kedua. Gambar 4.2 merupakan hasil plot sinyal dari Tabel 4.3 dan Gambar 4.3 merupakan hasil plot sinyal dari Tabel 4.4.

Tabel 4.3. Pengujian *high pass filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz pada EMG Pertama

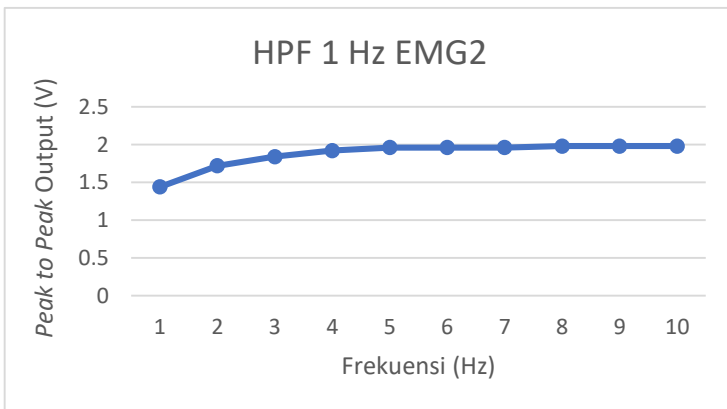
Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
1	2	1.43
2	2	1.67
3	2	1.84
4	2	1.92
5	2	1.92
6	2	1.94
7	2	1.96
8	2	1.98
9	2	1.98
10	2	1.98



Gambar 4.2. Hasil Plot *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz EMG Pertama

Tabel 4.4. Pengujian *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz pada EMG Kedua

Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
1	2	1.44
2	2	1.72
3	2	1.84
4	2	1.92
5	2	1.96
6	2	1.96
7	2	1.96
8	2	1.98
9	2	1.98
10	2	1.98



Gambar 4.3. Hasil Plot *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz EMG Kedua

4.1.3. Pengujian Rangkaian *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz

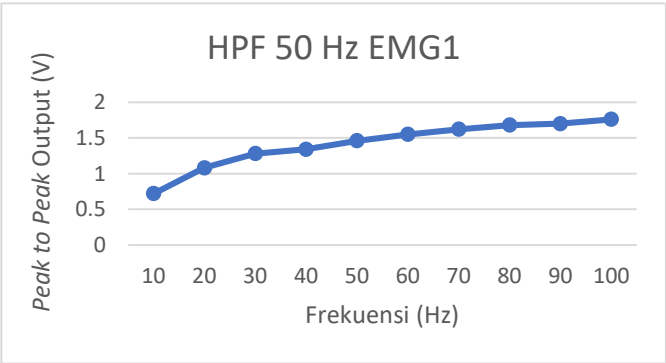
Pengujian rangkaian *high pass filter* dilakukan dengan cara memberikan sinyal sinus pada bagian *input* dengan frekuensi yang diubah-ubah. Pada pengujian ini terdapat dua rangkaian *high pass filter*

dengan frekuensi *cutoff* 50 Hz yaitu rangkaian *high pass filter* dari rangkaian EMG pertama dan rangkaian *high pass filter* dari rangkaian EMG kedua.

Tabel 4.5 merupakan hasil pengujian rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 50 Hz pada EMG pertama dan Tabel 4.6 merupakan hasil pengujian rangkaian *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 50 Hz pada EMG kedua. Gambar 4.4 merupakan hasil plot Tabel 4.5 ke dalam grafik dan Gambar 4.5 merupakan hasil plot Tabel 4.6 ke dalam grafik

Tabel 4.5. Pengujian *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz pada EMG Pertama

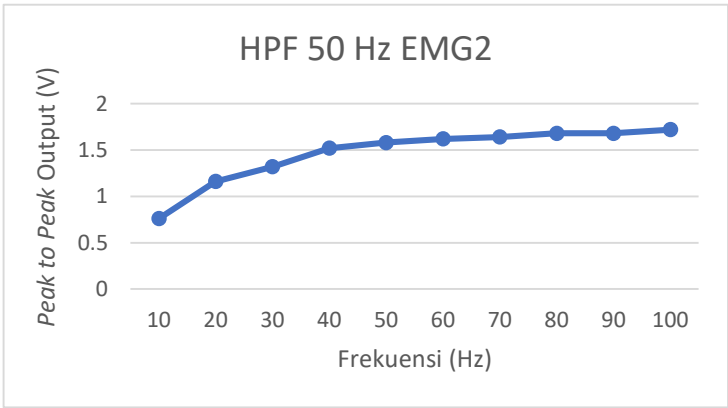
Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
10	2	0.72
20	2	1.08
30	2	1.28
40	2	1.34
50	2	1.46
60	2	1.55
70	2	1.62
80	2	1.68
90	2	1.7
100	2	1.76



Gambar 4.4. Hasil Plot *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz EMG Pertama

Tabel 4.6. Pengujian *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz pada EMG Kedua

Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
10	2	0.76
20	2	1.16
30	2	1.32
40	2	1.52
50	2	1.58
60	2	1.62
70	2	1.64
80	2	1.68
90	2	1.68
100	2	1.72



Gambar 4.5. Hasil Plot *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz EMG Kedua

4.1.4. Pengujian rangkaian *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 500 Hz

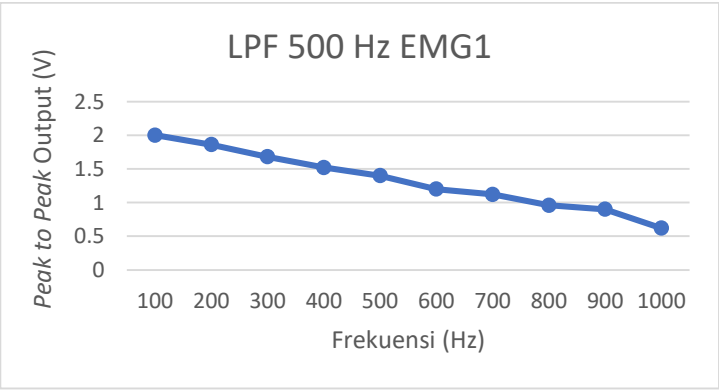
Pengujian rangkaian *low pass filter* dilakukan dengan cara memberikan sinyal sinus pada bagian *input* dengan frekuensi yang

diubah-ubah. Pada pengujian ini terdapat dua rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 500 Hz yaitu rangkaian *low pass filter* dari rangkaian EMG pertama dan rangkaian *low pass filter* dari rangkaian EMG kedua.

Tabel 4.7 merupakan hasil pengujian rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 500 Hz pada EMG pertama dan Tabel 4.8 merupakan hasil pengujian rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 500 Hz pada EMG kedua. Gambar 4.6 merupakan hasil plot sinyal dari Tabel 4.7 dan Gambar 4.7 merupakan hasil plot sinyal dari Tabel 4.8.

Tabel 4.7. Pengujian *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 500 Hz pada EMG Pertama

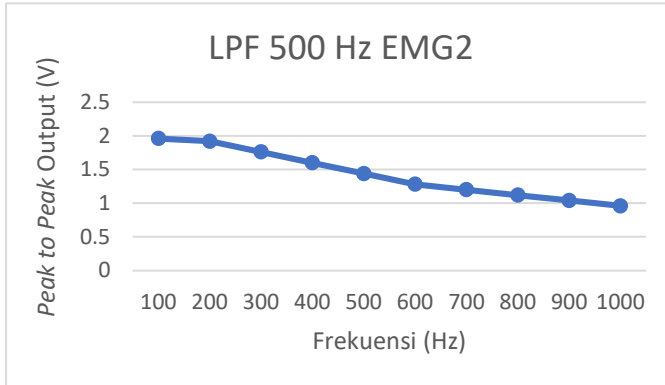
Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
100	2	2
200	2	1.86
300	2	1.68
400	2	1.52
500	2	1.4
600	2	1.2
700	2	1.12
800	2	0.96
900	2	0.90
1000	2	0.62



Gambar 4.6. Hasil Plot *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 500 Hz EMG Pertama

Tabel 4.8. Pengujian *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 500 Hz pada EMG Kedua

Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
100	2	1.96
200	2	1.92
300	2	1.76
400	2	1.6
500	2	1.44
600	2	1.28
700	2	1.2
800	2	1.12
900	2	1.04
1000	2	0.96



Gambar 4.7. Hasil Plot *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 500 Hz EMG Kedua

4.1.5. Pengujian rangkaian *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz

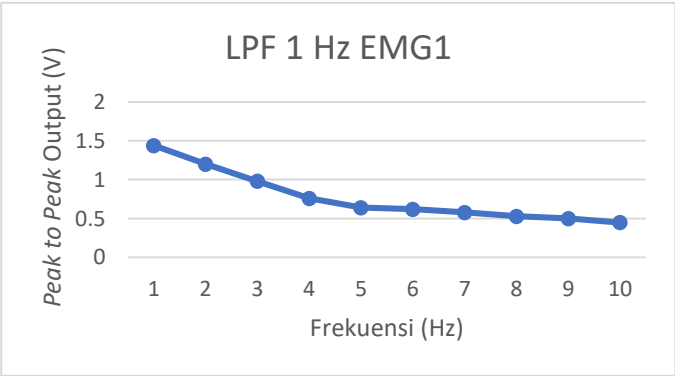
Pengujian rangkaian *low pass filter* dilakukan dengan cara memberikan sinyal sinus pada bagian *input* dengan frekuensi yang

diubah-ubah dan bagian *output* dihubungkan ke osiloskop untuk dianalisa sinyal keluarannya. Pada pengujian ini terdapat dua rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz yaitu rangkaian *low pass filter* dari rangkaian EMG pertama dan rangkaian *low pass filter* dari rangkaian EMG kedua.

Tabel 4.9 merupakan hasil pengujian rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz pada EMG pertama dan Tabel 4.10 merupakan hasil pengujian rangkaian *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 1 Hz pada EMG kedua. Gambar 4.8 merupakan hasil plot sinyal dari Tabel 4.9 dan Gambar 4.9 merupakan hasil plot sinyal dari Tabel 4.10.

Tabel 4.9. Pengujian *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz pada EMG Pertama

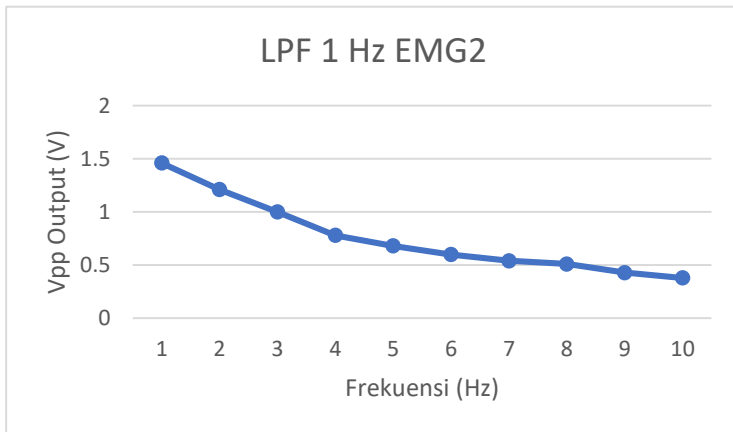
Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
1	2	1.44
2	2	1.2
3	2	0.98
4	2	0.76
5	2	0.64
6	2	0.62
7	2	0.58
8	2	0.53
9	2	0.50
10	2	0.45



Gambar 4.8. Hasil Plot *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz
EMG Pertama

Tabel 4.10. Pengujian *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz
pada EMG Kedua

Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
1	2	1.46
2	2	1.21
3	2	1
4	2	0.78
5	2	0.68
6	2	0.60
7	2	0.54
8	2	0.51
9	2	0.43
10	2	0.38



Gambar 4.9. Hasil Plot *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 1 Hz
EMG Kedua

4.1.6. Pengujian *Main Amplifier*

Pengujian rangkaian *main amplifier* dilakukan dengan cara memberikan sinyal sinus pada bagian *input* dan hasilnya *outputnya*

ditampilkan pada osiloskop untuk melihat penguatannya. Pengujian ini dilakukan dengan cara memberikan sinyal sinus sebesar 200 mV pada bagian *input* serta memutar potensiometer hingga nilai yang diinginkan lalu sinyal *output* akan ditampilkan pada osiloskop. Pada pengujian ini terdapat dua rangkaian *main amplifier* yaitu rangkaian *main amplifier* dari rangkaian EMG pertama dan rangkaian *main amplifier* dari rangkaian EMG kedua.

Tabel 4.11 merupakan hasil pengujian rangkaian *main amplifier* pada EMG pertama dan Tabel 4.12 merupakan hasil pengujian rangkaian *main amplifier* pada EMG kedua.

Tabel 4.11. Pengujian *Main Amplifier* pada EMG Pertama

Variabel Resistor (Ω)	<i>Peak to Peak</i> Input (mV)	<i>Peak to Peak</i> Output (mV)	Gain
300	200	260	1.3
400	200	320	1.6
500	200	440	2.1
600	200	460	2.3
700	200	580	2.9
800	200	660	3.3
900	200	740	3.7
1000	200	860	4.3

Tabel 4.12. Pengujian *Main Amplifier* pada EMG Kedua

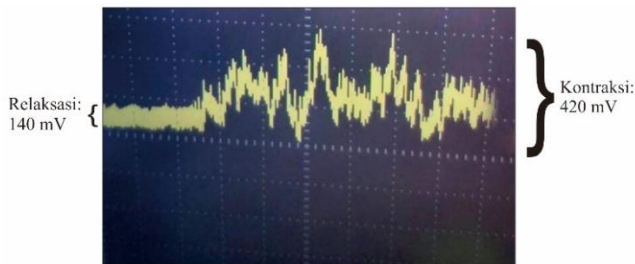
Variabel Resistor (Ω)	<i>Peak to Peak</i> Input (mV)	<i>Peak to Peak</i> Output (mV)	Gain
300	200	220	1.1
400	200	280	1.4
500	200	380	1.9
600	200	460	2.3
700	200	540	2.7
800	200	640	3.2

900	200	720	3.6
1000	200	820	4.1

4.1.7. Pengujian Rangkaian EMG Secara Keseluruhan

Pengujian rangkaian keseluruhan dilakukan dengan cara subjek duduk sandar pada kursi dengan posisi tangan dalam keadaan relaksasi. Setelah itu subjek melakukan kontraksi tangan kiri dan tangan kanan secara bergantian.

Pada saat tangan kiri relaksasi diperoleh nilai *peak to peak* sebesar 140 mV dan pada saat kontraksi diperoleh nilai *peak to peak* sebesar 420 mV. Gambar 4.10 merupakan hasil sinyal EMG yang terbaca pada osiloskop saat tangan kiri kontraksi dan relaksasi. Saat tangan kanan relaksasi diperoleh nilai *peak to peak* sebesar 120 mV dan saat kontraksi diperoleh nilai *peak to peak* sebesar 300 mV. Gambar 4.11 merupakan hasil sinyal EMG yang terbaca pada saat tangan kanan kontraksi dan relaksasi.



Gambar 4.10. Sinyal EMG saat Tangan Kiri Kontraksi dan Relaksasi



Gambar 4.11. Sinyal EMG saat Tangan Kanan Kontraksi dan Relaksasi

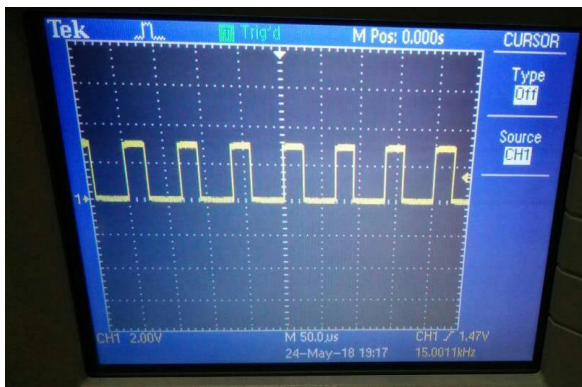
4.2. Pengujian Perangkat Lunak

Pada pengujian perangkat lunak ini meliputi pengujian hasil keluaran PWM dari STM32F4 Discovery yang digunakan untuk menggerakkan kursi roda elektrik dan pengujian filter digital dengan diberikan sinyal analog pada bagian ADC STM32F4 Discovery dan dilihat hasil sinyal keluarannya pada Delphi.

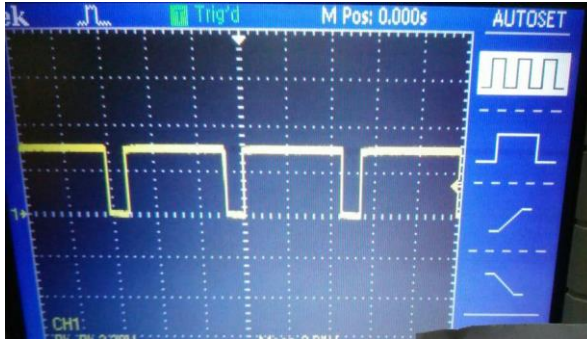
4.2.1. Pengujian Hasil Keluaran PWM STM32F4 Discovery

Pulse Width Modulation (PWM) merupakan cara untuk menghasilkan tegangan keluaran analog mikrokontroler dengan cara mengubah nilai dari *duty cycle*-nya. Pengujian PWM ini dilakukan dengan cara melihat hasil sinyal PWM pada osiloskop. Pada pengujian ini digunakan Pin B4, B5, B6, dan B7 pada STM32F4 sebagai pin keluaran PWM.

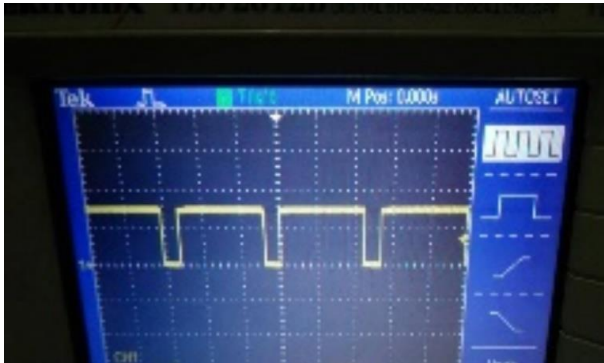
Pengujian PWM dilakukan dengan menggunakan *duty cycle* sebesar 37 %, 84 %, dan 90 %. Ketiga nilai PWM tersebut digunakan untuk mengontrol gerakan dari kursi roda. Gambar 4.12 merupakan hasil keluaran PWM dengan *duty cycle* sebesar 37 %. Gambar 4.13 merupakan hasil keluaran PWM dengan *duty cycle* sebesar 84 %. Gambar 4.14 merupakan hasil keluaran PWM dengan *duty cycle* 90 %.



Gambar 4.12. Hasil Keluaran PWM dengan *Duty Cycle* sebesar 37 %



Gambar 4.13. Hasil Keluaran PWM dengan *Duty Cycle* sebesar 84 %



Gambar 4.14. Hasil Keluaran PWM dengan *Duty Cycle* sebesar 90 %

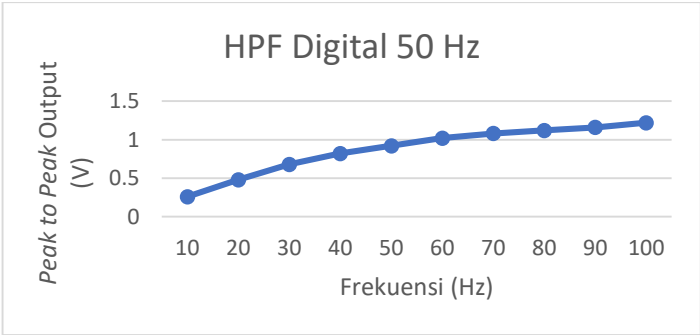
4.2.2. Pengujian Filter Digital *High Pass Filter*

Pada penelitian ini digunakan digunakan *high pass filter* digital dengan frekuensi *cutoff* 50 Hz. Pengujian filter ini yaitu dengan cara diberi masukan sinyal sinus dari *function generator* dengan nilai *peak to peak* sebesar 1.32 Volt dan dengan frekuensi yang berubah-ubah. Sinyal sinus tersebut dimasukkan ke dalam pin C1 STM32F4 lalu dikirim serial ke laptop.

Tabel 4.13 merupakan hasil pengujian filter digital *high pass filter* dengan frekuensi yang diubah-ubah. Gambar 4.15 merupakan hasil plot Tabel 4.13 ke dalam grafik

Tabel 4.13. Pengujian Filter Digital *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz

Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
10	1.32	0.26
20	1.32	0.48
30	1.32	0.68
40	1.32	0.82
50	1.32	0.92
60	1.32	1.02
70	1.32	1.08
80	1.32	1.12
90	1.32	1.16
100	1.32	1.22



Gambar 4.15. Hasil Plot Filter Digital *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 50 Hz

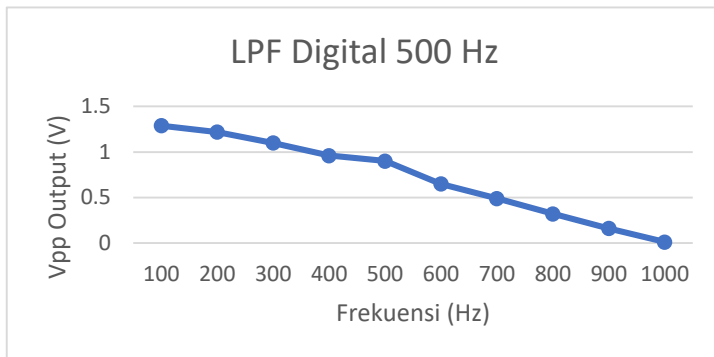
4.2.3. Pengujian Filter Digital *Low Pass Filter*

Pada penelitian ini digunakan digunakan *low pass filter* digital dengan frekuensi *cutoff* 500 Hz. Pengujian filter ini yaitu dengan cara diberi masukan sinyal sinus dari *function generator* dengan nilai *peak to peak* sebesar 1.32 Volt dan dengan frekuensi yang berubah-ubah. Sinyal sinus tersebut dimasukkan ke dalam pin C1 STM32F4 Discovery lalu dikirim serial ke laptop.

Tabel 4.13 merupakan hasil pengujian filter digital *low pass filter* dengan frekuensi yang diubah-diubah. Gambar 4.16 merupakan hasil plot Tabel 4.13 ke dalam grafik.

Tabel 4.14. Pengujian Filter Digital *High Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 500 Hz

Frekuensi (Hz)	<i>Peak to Peak</i> Input (V)	<i>Peak to Peak</i> Output (V)
100	1.32	1.29
200	1.32	1.22
300	1.32	1.1
400	1.32	0.96
500	1.32	0.9
600	1.32	0.65
700	1.32	0.49
800	1.32	0.32
900	1.32	0.16
1000	1.32	0.01



Gambar 4.16. Hasil Plot Filter Digital *Low Pass Filter* dengan Frekuensi *Cutoff* 500 Hz

4.3. Pengujian Penggabungan Perangkat Lunak dan Perangkat Keras

Pada bagian ini akan dibahas mengenai hasil penggabungan perangkat keras dan perangkat lunak. Pengujian dilakukan pada dengan menggunakan dua subjek. Pada pengujian ini dilakukan dengan cara subjek duduk secara rileks pada kursi roda dan melakukan kontraksi pada otot sesuai dengan arahan dari peneliti. Gambar 4.17 merupakan contoh pengambilan data pada subjek.



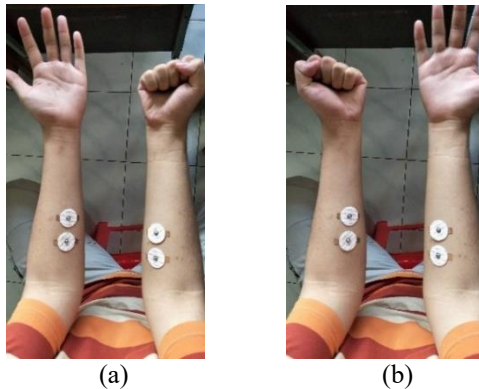
Gambar 4.17. Metode Pengambilan Data Pada Subjek

Untuk perintah kontrol belok kanan maka tangan kiri subjek dalam keadaan relaksasi sedangkan tangan kanan dalam keadaan kontraksi seperti Gambar 4.18a dan untuk perintah kontrol belok kiri maka tangan kiri dalam keadaan kontraksi sedangkan tangan kanan dalam keadaan relaksasi seperti pada Gambar 4.18b. Untuk perintah kontrol maju maka kedua tangan subjek harus dalam keadaan kontraksi seperti Gambar 4.19a dan untuk perintah kontrol diam kedua tangan dalam keadaan relaksasi seperti Gambar 4.19b.

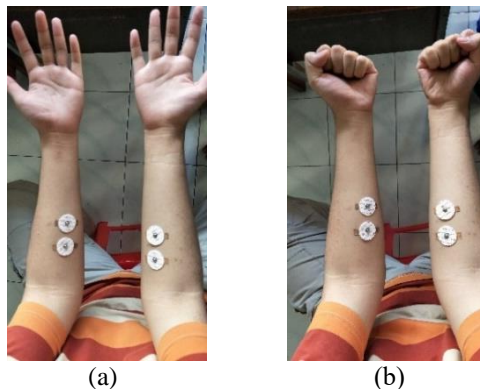
Tabel 4.15 merupakan tegangan yang terukur pada Delphi saat kontraksi dan relaksasi untuk tangan kanan dan kiri pada ketiga subjek. Dari tabel tersebut terdapat perbedaan tegangan saat tangan kanan dan tangan kiri melakukan kontraksi dan relaksasi. Perbedaan tegangan tersebut dapat dibuat suatu tegangan *threshold* untuk menentukan perintah kontrol pada kursi roda elektrik. Gambar 4.20 merupakan contoh hasil *moving average* sinyal pada subjek saat perintah kontrol belok kanan dan Gambar 4.21 merupakan contoh hasil *moving average* sinyal pada subjek saat perintah kontrol belok kiri. Sinyal dengan warna biru merupakan pembacaan sinyal otot pada tangan kanan dan sinyal dengan warna hijau merupakan pembacaan sinyal otot pada tangan kiri.

Pengujian pada subjek dilakukan sebanyak lima kali untuk tiap perintah kontrol dan Tabel 4.16 merupakan persentase keberhasilan pada ketiga subjek untuk tiap perintah kontrol. Dari pengujian tersebut

diperoleh kecepatan saat maju dan belok kanan sebesar 0.74 km/jam, belok kiri dengan kecepatan sebesar 1.47 km/jam, belok kiri dengan sudut kemiringan sebesar 30 derajat dan belok kanan dengan sudut kemiringan sebesar 10 derajat. Dari ketiga pengujian subjek tersebut dapat diperoleh nilai rata-rata keberhasilan untuk tiap perintah kontrol. Tabel 4.17 merupakan hasil rata-rata persentase keberhasilan tiap perintah kontrol dan Tabel 4.18 menunjukkan spesifikasi dari penelitian ini.



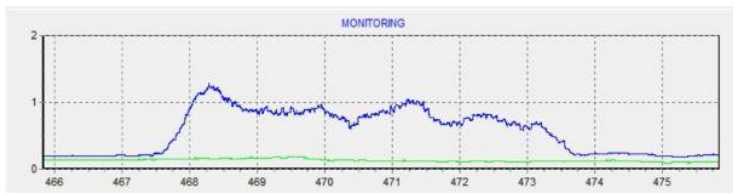
Gambar 4.18. (a) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Belok Kanan dan (b) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Belok Kiri



Gambar 4.19. (a) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Diam dan (b) Contoh Gerakan Tangan Untuk Perintah Maju

Tabel 4.15. Hasil Pembacaan Sinyal Otot Pada Delphi

Subjek	Tegangan yang Terukur (V)			
	Tangan Kiri		Tangan Kanan	
	Kontraksi	Relaksasi	Kontraksi	Relaksasi
1	1.26 – 1.71	0.14	0.61 – 1.19	0.2
2	0.7 – 1.1	0.4	0.89 – 1.37	0.4
3	1.46 – 1.53	0.14	0.29 – 0.71	0



Gambar 4.20. Hasil *Moving Average* Sinyal Untuk Perintah Kontrol Belok Kanan



Gambar 4.21. Hasil *Moving Average* Sinyal Untuk Perintah Kontrol Belok Kiri

Tabel 4.16. Persentase Keberhasilan Tiap Perintah Kontrol pada Ketiga Subjek

Subjek	Persentase Keberhasilan Tiap Perintah Kontrol (%)			
	Maju	Belok Kiri	Belok Kanan	Diam
1	84	100	92	100
2	88	92	100	100
3	96	100	100	100

Tabel 4.17. Rata-rata Keberhasilan Tiap Perintah Kontrol

Perintah Kontrol	Rata-rata Persentase Keberhasilan Tiap Perintah Kontrol (%)
Maju	89.33
Belok Kiri	97.33
Belok Kanan	97.33
Diam	100

Tabel 4.18. Hasil Spesifikasi Alat pada Penelitian

Elektromiografi (EMG)	
Penguatan Total	6900
Rentang Frekuensi	50 Hz – 500 Hz
Kursi Roda Elektrik	
Kecepatan Maju	0.74 km/jam
Kecepatan Belok Kiri	1.47 km/jam
Kecepatan Belok Kanan	0.74 km/jam
Kemiringan Sudut Belok Kiri	30 derajat
Kemiringan Sudut Belok Kanan	10 derajat

4.4. Perbandingan Alat dan Hasil Dengan Penelitian Sebelumnya

Hasil perbandingan alat antara penelitian ini dengan penelitian dan produk yang lain yaitu penguatan dari sensor EMG yang digunakan dapat diubah-ubah sesuai dengan kebutuhan dengan menggunakan potensiometer, rangkaian sensor EMG lebih murah dibandingkan dengan sensor EMG yang sudah ada, pada penelitian ini digunakan kursi roda elektrik sungguhan atau tidak menggunakan prototipe, dan hasil penelitian telah diujikan pada beberapa subjek dan diperoleh rata-rata persentase keberhasilan untuk perintah kontrol maju, belok kiri, dan belok kanan mendekati 100% dan rata-rata persentase keberhasilan perintah kontrol diam sebesar 100% sedangkan untuk penelitian yang lain tidak diujikan pada subjek dan penentuan berhasil atau tidaknya penelitian tersebut hanya sebatas mampu untuk menggerakkan prototipe kursi roda saja. Untuk penelitian selanjutnya dapat didesain filter yang mampu meredam gerakan kabel dan meningkatkan sensitifitas dari EMG.

.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

BAB V

PENUTUP

5.1. Kesimpulan

Pada tugas akhir ini dilakukan penelitian mengenai sinyal EMG sebagai perintah kontrol untuk kursi roda elektrik. Penelitian ini terdiri dari rangkaian instrumentasi EMG, mikrokontroler STM32F4 Discovery, dan kursi roda elektrik. Rangkaian instrumentasi EMG terdiri dari *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 1 Hz, penguat instrumentasi dengan penguatan 2300 kali, *bandpass filter* dengan rentang 50 Hz – 500 Hz dan penguatan sebesar 3 kali, *main amplifier*, dan *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* sebesar 1 Hz. Mikrokontroler STM32F4 Discovery digunakan untuk membaca sinyal EMG yang diperoleh dari rangkaian instrumentasi, melakukan pengiriman data ke laptop untuk memonitor sinyal otot, dan menghasilkan sinyal PWM untuk menggerakkan kursi roda elektrik. Kursi roda elektrik yang mampu menahan beban dengan berat maksimal 136 kg, maju dan belok kanan dengan kecepatan 0.74 km/jam, belok kiri dengan kecepatan 1.47 km/jam, belok kiri dengan kemiringan sudut sebesar 30 derajat, dan belok kanan dengan kemiringan sudut sebesar 10 derajat. Pada penelitian ini elektroda diletakkan pada bagian otot Fleksor Carpi Radialis dikarenakan bagian otot tersebut merupakan bagian yang sensitif pada saat otot kontraksi dan relaksasi. Untuk menentukan pergerakan kursi roda elektrik digunakan metode *thresholding* untuk sinyal otot pada tangan kanan dan kiri. Pengujian dilakukan pada tiga subjek dan diperoleh nilai rata-rata persentase keberhasilan untuk perintah kontrol maju sebesar 89.33 %, perintah kontrol belok kiri 97.33 %, belok kanan 97.33 %, dan berhenti 100 %.

5.2. Saran

Pada penelitian ini terdapat kekurangan dan disarankan untuk dilakukan pengembangan seperti mendesain filter yang dapat meredam gerakan dari kabel elektroda itu sendiri dikarenakan gerakan pada kabel juga mempengaruhi sinyal EMG tersebut, meningkatkan sensitifitas dari EMG untuk mendeteksi sinyal otot, dan menguji alat pada subjek.

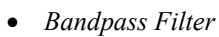
.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

DAFTAR PUSTAKA

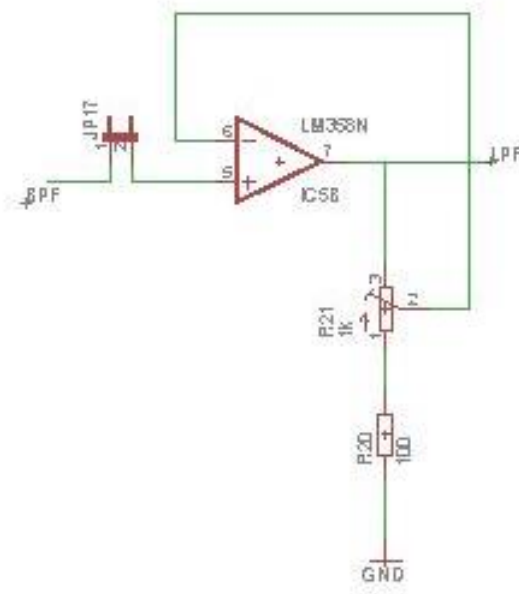
- [1] L. Sherwood, *Human physiology: from cells to systems*, 7th ed. Australia ; United States: Brooks/Cole, Cengage Learning, 2010.
- [2] Jeong-Su Han, Z. Zenn Bien, Dae-Jin Kim, Hyong-Euk Lee, and Jong-Sung Kim, "Human-machine interface for wheelchair control with EMG and its evaluation," 2003, pp. 1602–1605.
- [3] A. H. Ropper, M. A. Samuels, and J. P. Klein, *Adam & Victor's Principles of Neurology*, 10th ed. .
- [4] S. Sathish, K. Nithyakalyani, S. Vinurajkumar, C. Vijayalakshmi, and J. Sivaraman, "Control of Robotic Wheel Chair using EMG Signals for Paralysed Persons," *Indian J. Sci. Technol.*, vol. 9, no. 1, Jan. 2016.
- [5] Chun Sing Louis Tsui, P. Jia, J. Q. Gan, H. Hu, and K. Yuan, "EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection," 2007, pp. 1266–1271.
- [6] Z. Wu and X. Li, "A wireless surface EMG acquisition and gesture recognition system," 2016, pp. 1675–1679.
- [7] H. Ghapanchizadeh, S. A. Ahmad, and A. J. Ishak, "Recommended surface EMG electrode position for wrist extension and flexion," 2015, pp. 108–112.
- [8] P. Blakey, *The muscle book*. Honesdale, Pa.: Himalayan Institute Press, 2010.
- [9] Rash GS, Quesada P, Electromyography fundamentals. Retrieved February. 2003.
- [10] J. Fu, J. Chen, Y. Shi, and Y. Li, "Design of a low-cost wireless surface EMG acquisition system," 2013, pp. 699–702.
- [11] J.-C. Liou, T.-T. Shih, W.-C. Lin, and Y.-C. Huang, "Noninvasive ECG and EMG electrode system for health monitoring and science technology application," 2015, pp. 102–103.
- [12] A. Phinyomark, C. Limsakul, and P. Phukpattaranont, "A Review of Control Methods for Electric Power Wheelchairs Based on Electromyography Signals with Special Emphasis on Pattern Recognition," *IETE Tech. Rev.*, vol. 28, no. 4, p. 316, 2011.
- [13] J. Wang, L. Tang, and J. E Bronlund, "Surface EMG Signal Amplification and Filtering," *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 82, no. 1, pp. 15–22, Nov. 2013.
- [14] D. R. Sanchez, L. Velasquez, and L. H. Camargo, "Design of a

- EMG wireless surface EMG 6 channels,” 2013, pp. 1–6.
- [15] C. Kitchin and L. Counts, *A Designer's Guide to Instrumentation Amplifiers*, 3rd ed. .
- [16] S. Winder and S. Winder, *Analog and digital filter design*, 2nd ed. Amsterdam ; Boston: Newnes, 2002.
- [17] Pujiono, *Rangkaian Elektronika Analog*. Yogyakarta: Graha Ilmu, 2012.
- [18] “INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers.” Texas Instrument, Oct-1995.
- [19] L. Thede, *Practical analog and digital filter design*. Boston: Artech House, 2005.
- [20] STMicroelectronics, “RM0090 Reference manual.” June. 2018
- [21] Pride Mobility Product Corp, “Jet 3 Ultra.” February. 2010

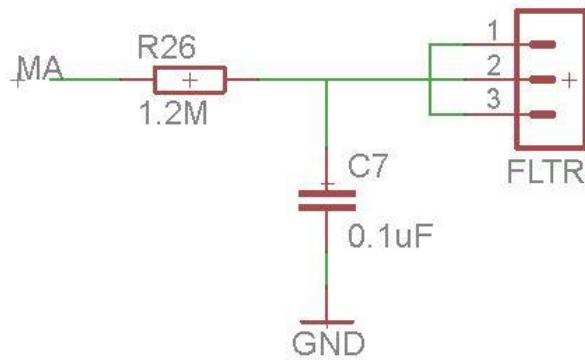
- Rangkaian Penguat Instrumentasi dan *High Pass Filter*



- *Main Amplifier*



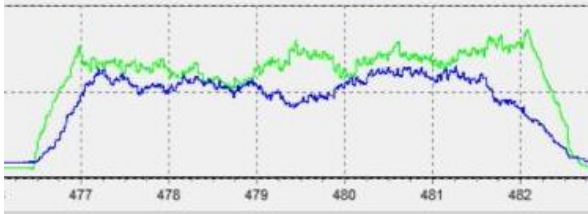
- *Low Pass Filter*



LAMPIRAN B

HASIL PENGUJIAN PADA SUBJEK PERTAMA

- Perintah Kontrol Maju Pada Subjek Pertama



- Perintah Kontrol Belok Kiri Pada Subjek Pertama



- Perintah Kontrol Belok Kanan Pada Subjek Pertama



- Perintah Kontrol Berhenti Pada Subjek Pertama

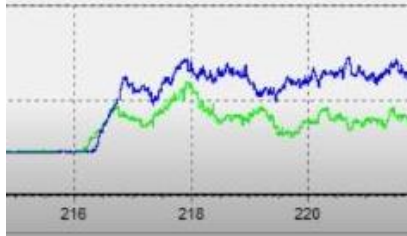


.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

LAMPIRAN C

HASIL PENGUJIAN PADA SUBJEK KEDUA

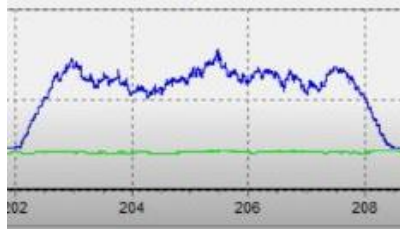
- Perintah Kontrol Maju Pada Subjek Kedua



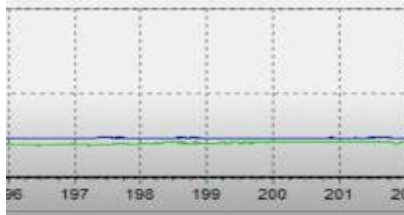
- Perintah Kontrol Belok Kiri Pada Subjek Kedua



- Perintah Kontrol Belok Kanan Pada Subjek Kedua



- Perintah Kontrol Berhenti Pada Subjek Kedua



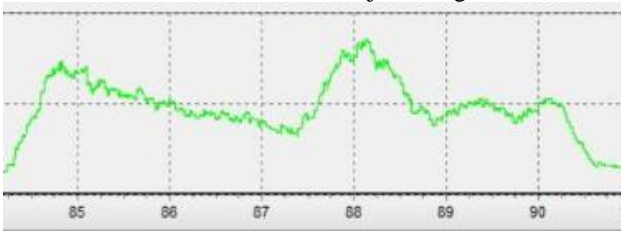
.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

LAMPIRAN D
HASIL PENGUJIAN PADA SUBJEK KETIGA

- Perintah Kontrol Maju Pada Subjek Ketiga



- Perintah Kontrol Belok Kiri Pada Subjek Ketiga



- Perintah Kontrol Belok Kanan Pada Subjek Ketiga



- Perintah Kontrol Berhenti Pada Subjek Ketiga



.....*Halaman ini sengaja dikosongkan*.....

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Surabaya pada tanggal 17 Juni 1996. Penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara. Penulis memulai pendidikan di SDK Yos Sudarso Blitar, lalu melanjutkan pendidikan menengah pertama di SMPN 1 Blitar, selanjutnya dilanjutkan di SMAN 1 Blitar. Lalu penulis melanjutkan pendidikan di Teknik Elektro ITS Surabaya pada tahun 2014. Selama menjalani perkuliahan di ITS, penulis pernah mengikuti beberapa kegiatan yang diselenggarakan di ITS maupun di luar ITS. Selain itu penulis juga berpartisipasi sebagai asistem praktikum untuk praktikum rangkaian

listrik dan wakil koordinator praktikum untuk praktikum rangkaian elektronika.

Email: jeffrygsitanaya@gmail.com